

Technische Universität Darmstadt  
Fachbereich 3 - Humanwissenschaften  
Institut für Sportwissenschaft

Diplomarbeit im Studiengang Sportwissenschaft mit dem Schwerpunkt Informatik

## **Analyse der Bewegungstrajektorie beim Gehen - Evaluation eines neuartigen Auswerteverfahrens**

Vorgelegt von  
Gerrit Jens Kollegger

Das Thema wurde gestellt von:  
Prof. Dr. rer. medic Josef Wiemeyer  
Prof. Dr. Dr. h. c. Dietmar Schmidtbleicher

Gerrit Jens Kollegger  
Matrikel.-Nr. 1156034  
kollegger@stud.tu-darmstadt.de

Darmstadt, den 10. Juli 2014

## **Eidesstattliche Erklärung**

Erklärung zur Abschlussarbeit gemäß § 23 Abs. 7 APB der TU Darmstadt<sup>1</sup>

Hiermit versichere ich, die vorliegende Arbeit ohne Hilfe Dritter nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt zu haben. Alle Stellen, die aus den Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht worden. Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Darmstadt, den 10. Juli 2014

(Unterschrift des Autors/der Autoren)

---

<sup>1</sup> APB der TU Darmstadt i. d. F. der Dritten Novelle 2009; weiterhin gültig für die Diplom- und Magisterstudiengänge

## Inhaltsverzeichnis

Eidesstattliche Erklärung .....	2
Inhaltsverzeichnis .....	3
1 Einleitung .....	10
1.1 Theoretische Grundlagen .....	11
1.1.1 Beschleunigungsaufnehmer .....	12
1.1.1.1 Berechnung von Bewegungsgrößen .....	14
1.1.1.2 Relative und absolute Messverfahren .....	14
1.1.1.3 Aufbau und Eigenschaften seismischer Sensoren .....	15
1.1.1.4 Kapazitive Beschleunigungssensoren .....	16
1.1.1.5 Einflussfaktoren der Messung mit seismischen Sensoren .....	17
1.1.2 Statistische Beurteilung der Variabilität .....	19
1.1.2.1 Mittelwert .....	19
1.1.2.2 Variationsbreite .....	20
1.1.2.3 Varianz .....	20
1.1.2.4 Standardabweichung .....	21
1.1.2.5 Variationskoeffizient .....	21
1.1.2.6 Trendbeseitigende Fluktuations-Analyse .....	21
1.2 Gangzyklus .....	24
1.2.1 Übernahme der Körperlast .....	25
1.2.1.1 Initialer Bodenkontakt .....	26
1.2.1.2 Belastungsantwort .....	26
1.2.2 Monopedales Stehen .....	27
1.2.2.1 Mittlere Standphase .....	27
1.2.2.2 Terminale Standphase .....	27
1.2.3 Vorschwingen des Beins .....	28
1.2.3.1 Vor-Schwungphase .....	28
1.2.3.2 Initiale Schwungphase .....	28
1.2.3.3 Mittlere Schwungphase .....	29
1.2.3.4 Terminale Schwungphase .....	29
1.3 Kinetische Ausprägung der Standphase .....	29
1.4 Forschungsfragen .....	31
2 Methoden .....	34

2.1	Datengrundlagen .....	34
2.1.1	Stichprobe .....	34
2.1.2	Erhebungsverfahren .....	35
2.1.3	Durchführung .....	36
2.1.4	Datenverarbeitung .....	37
2.2	Vergleichsexperiment .....	37
2.2.1	Methoden .....	37
2.2.1.1	Versuchsperson .....	37
2.2.1.2	Versuchsplan .....	38
2.2.1.3	Datenerhebung .....	39
2.2.1.4	Datenauswertung .....	39
2.2.2	Ergebnisse .....	40
2.2.3	Diskussion .....	42
2.3	Neuartiges Auswerteverfahren .....	43
2.3.1	Vorbereitung der Daten .....	44
2.2.1.5	Import .....	44
2.2.1.6	Berechnung Beschleunigung .....	44
2.2.1.7	Entfernen nicht benötigter Datensätze .....	44
2.2.1.8	Visuelle Kontrolle der Daten .....	44
2.3.2	Analyse der Rohdaten .....	44
2.2.1.9	Bestimmung der Laufgeschwindigkeit .....	44
2.2.1.10	Bestimmung Schrittzyklus .....	45
2.2.1.11	Bestimmung Stand- und Schwungphase .....	45
2.2.1.12	Mittelwertvergleich der Stand- und Schwungphase .....	46
2.2.1.13	Bestimmung double-support-time .....	46
2.2.1.14	DFA .....	46
2.1.3	Analyse der Zeitnormierten Daten .....	47
3.2.1.15	Normierung der Schrittzyklen .....	47
3.2.1.16	Bestimmung der Zyklusphasen .....	47
3.2.1.17	Ensemble-Average-Kurve .....	47
3.2.1.18	Gesamtvariabilität .....	47
3	Ergebnisse .....	49
3.1	Vorbereitung der Daten .....	49

---

3.2	Analyse der Rohdaten .....	51
4	Diskussion und Ausblick .....	59
5	Zusammenfassung.....	64
	Literaturverzeichnis .....	65
	Anhang.....	67

## Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1.1: Adidas MiCoach Speed-Cell mit Auslesegerät (adidas International Trading B.V., 2014).</i>	12
<i>Abbildung 1.2: RehaWatch-System zur mobilen Ganganalyse der Firma Hasomed (Hasomed GmbH, 2014, S. 4).</i>	13
<i>Abbildung 1.3: Prinzipieller Aufbau eines seismischen Beschleunigungssensors (Gevatter &amp; Grünhaupt, 2006, S. 131).</i>	15
<i>Abbildung 1.4: Prinzip eines kapazitiven (Gevatter &amp; Grünhaupt, 2006, S. 138).</i>	16
<i>Abbildung 1.5: Vektorielle Darstellung (a) des Übertragungsverhaltens von Beschleunigungssensoren, (b) der effektiven Querbeschleunigungsempfindlichkeit (Gevatter &amp; Grünhaupt, 2006, S. 141).</i>	17
<i>Abbildung 1.6: Illustration zur Erklärung der trend-bereinigten Fluktuationsanalyse 2. Ordnung. Für zwei (Zeit-) Fenster (a) <math>s = 100</math> und (b) <math>s = 200</math> sind die kumulierten Reihen <math>Y_j</math>, die daran angepassten, stückweisen quadratischen Polynome und die trendbereinigten kumulierten Reihen <math>Y_j'</math> aufgetragen (Bunde, Kropp &amp; Schellnhuber, 2002).</i>	23
<i>Abbildung 1.7: Funktionale Unterteilung des Schrittzyklus (modifiziert nach Perry &amp; Burnfield, 1993, S. 10).</i>	25
<i>Abbildung 1.8: Darstellung des (a) initialen Bodenkontakts und der (b) Belastungsantwort während der ersten bipedalen Standphase (modifiziert nach Perry &amp; Burnfield, 1993, S. 11).</i>	26
<i>Abbildung 1.9: Darstellung der (a) mittleren Standphase und der (b) terminalen Standphase während der monopedalen Standphase (modifiziert nach Perry &amp; Burnfield, 1993, S. 12f).</i>	27
<i>Abbildung 1.10: Darstellung der (a) Vor-Schwungphase, der (b) initialen Schwungphase, der (c) mittleren Schwungphase und der (d) terminalen Schwungphase während der zweiten bipedalen und der monopedalen Standphase (modifiziert nach Perry &amp; Burnfield, 1993, S. 14ff).</i>	28
<i>Abbildung 1.11: Vertikale Komponente der Bodenreaktionskräfte in der Standphase eines gesunden Menschen im Gang. Kennzeichnung wichtiger Punkte im</i>	

<i>Verlauf der Bodenreaktionskräfte (modifiziert nach Perry &amp; Burnfield, 1993, S. 460).....</i>	<i>30</i>
Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Positionierung der Beschleunigungssensoren am Fuß. a) seitlicher Sensor unterhalb der Spitze des Malleolus lateralis, b) vorderer Sensor am Übergang des Os metatarsale III und dem Phalanges proximales III (modifiziert nach Feiler, 2014). ....	35
Abbildung 2.2: Schematische Abbildung des Versuchsaufbaus auf einer 200m-Leichtathletikbahn. ....	36
Abbildung 2.3: Versuchsaufbau des Vergleichsexperiments. ....	39
Abbildung 2.4: Abbildung der Daten des Beschleunigungssensors im Vergleich mit den Daten der Bodenreaktionskräfte. Vertikale Markierung der Standphase.....	41
<i>Abbildung 3.1.1: Visueller Vergleich der Beschleunigungsdaten eines Probanden mit den Musterdatensatz für den linken, seitlichen Sensor. ....</i>	<i>49</i>
<i>Abbildung 3.2.1: Darstellung der Zeitreihen der Gangzyklus-, Standphasen-, Schwungphasen- und double-support-time-Phasen für den linken Fuß des Probanden 1.....</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 3.2.2: Darstellung der Zeitreihen der Gangzyklus-, Standphasen-, Schwungphasen- und double-support-time-Phasen für den rechten Fuß des Probanden 1.....</i>	<i>54</i>
<i>Abbildung 3.2.3: Ergebnisse der trendbereinigten Fluktuationsanalyse (DFA) für die Zeitreihe der Gangzyklusdauer des (a) linken und (b) rechten Fußes des Probanden 1.....</i>	<i>55</i>
<i>Abbildung 3.2.4: Ergebnisse der trendbereinigten Fluktuationsanalyse (DFA) für die Zeitreihe der Dauer der Standphase des (a) linken und (b) rechten Fußes des Probanden 1.....</i>	<i>55</i>
<i>Abbildung 3.2.5: Ergebnisse der trendbereinigten Fluktuationsanalyse (DFA) für die Zeitreihe der Dauer der Schwungphase des (a) linken und (b) rechten Fußes des Probanden 1.....</i>	<i>55</i>
<i>Abbildung 3.2.6: Ergebnisse der trendbereinigten Fluktuationsanalyse (DFA) für die Zeitreihe der Dauer der zweiten bipedalen Standphase des (a) linken und (b) rechten Fußes des Probanden 1.....</i>	<i>56</i>
<i>Abbildung 3.2.7: Mittelwertvergleich der Stand- und Schwungphase des Probanden 8.....</i>	<i>56</i>

<i>Abbildung 3.2.8: Ensemble-average-curve der medial-lateralen Dimension des Probanden 1. Fersenkontakt bei 0% und 100%. Die erste vertikale Linie repräsentiert den Fersenkontakt des kontralateralen Fußes, die zweite vertikale Linie dessen abheben vom Boden. ....</i>	<i>57</i>
<i>Abbildung 3.2.9: Ensemble-average-curve der anterior-posterior Dimension des Probanden 1. Fersenkontakt bei 0% und 100%. Die erste vertikale Linie repräsentiert den Fersenkontakt des kontralateralen Fußes, die zweite vertikale Linie dessen abheben vom Boden. ....</i>	<i>57</i>
<i>Abbildung 3.2.10: Ensemble-average-curve der vertikalen Dimension des Probanden 1. Fersenkontakt bei 0% und 100%. Die erste vertikale Linie repräsentiert den Fersenkontakt des kontralateralen Fußes, die zweite vertikale Linie dessen abheben vom Boden. ....</i>	<i>58</i>



## Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Anthropometrische Daten (Anzahl, Alter und Händigkeit) der Versuchspersonen (modifiziert nach Mickel, 2014, S. 97).....	34
Tabelle 2.2: Anthropometrische Daten (Körpergröße und Körpergewicht) der Versuchspersonen (modifiziert nach Mickel, 2014, S. 97).....	34
Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Positionierung der Beschleunigungssensoren am Fuß. a) seitlicher Sensor unterhalb der Spitze des Malleolus lateralis, b) vorderer Sensor am Übergang des Os metatarsale III und dem Phalanges proximales III (modifiziert nach Feiler, 2014). ....	35
Abbildung 2.2: Schematische Abbildung des Versuchsaufbaus auf einer 200m-Leichtathletikbahn. ....	36
Tabelle 2.3: Anthropometrische Daten der Versuchsperson.....	38
Abbildung 2.3: Versuchsaufbau des Vergleichsexperiments. ....	39
Abbildung 2.4: Abbildung der Daten des Beschleunigungssensors im Vergleich mit den Daten der Bodenreaktionskräfte. Vertikale Markierung der Standphase.....	41
Tabelle 3.1.1: Ergebnisse der visuellen Kontrolle der Datensätze .....	50
Tabelle 3.2.1: Übersicht der Anzahl von Durchgängen durch den Lichtschrankenkorridor und der daraus resultierenden Lokomotionsgeschwindigkeit pro Proband. Die Tabelle stellt nur einen Auszug aller Probanden da, die vollständige Tabelle kann dem Anhang entnommen werden.....	51
Tabelle 3.2.2: Auszug der Darstellung der Dauer des Gangzyklus (GZ), der Standphase, der Schwungphase und der zweiten bipedalen Standphase (DST) des linken Fußes für den Probanden 1. ....	52
Tabelle 3.2.3: Auszug der Darstellung der Dauer des Gangzyklus (GZ), der Standphase, der Schwungphase und der zweiten bipedalen Standphase (DST) des rechten Fußes für den Probanden 1.....	52

## 1 Einleitung

Bewegung ist ein elementarer Bestandteil des Lebens. Dabei hebt sich der Mensch durch seine Fähigkeit zum aufrechten Gang von allen anderen Lebewesen ab. Erst dieser evolutionäre Schritt machte es der Menschheit möglich, ihre Hände als dauerhaftes Werkzeug zu nutzen und von der Fortbewegung zu entkoppeln. Für den modernen Menschen ist der aufrechte Gang etwas völlig alltägliches. Jeder gesunde Mensch absolviert an einem Tag unzählige Schritte in verschiedenen Formen, ohne über deren Steuerung nachdenken zu müssen. Diese Bewegungsform wird eingeleitet, ist aber von einer weiteren aktiven Steuerung entbunden.

Der Mensch versucht sich selbst von körperlicher Arbeit zu entlasten und diese auf andere Systeme, z. B. Maschinen, zu verlagern. Maschinen erfüllen Arbeitsprozesse, die der Mensch mit einer Bewegung auch eigenständig vollführen könnte.

Dabei werden die menschlichen Bewegungen durch Maschinen nachgeahmt und in einer immer gleichen Weise ausgeführt. Im Gegensatz dazu weisen die Bewegungen des Menschen Variabilität auf. Die Bewegungsvariabilität hat ihren Ursprung im statisch nicht bestimmten, komplexen System aus steifen und elastischen Elementen des menschlichen Körpers.

In jeder Bewegung muss der Mensch eine Vielzahl an Freiheitsgraden kontrollieren und steuern. Diese Kontrolle spiegelt sich in der Variabilität der Bewegung wieder.

Die Analyse der Bewegungstrajektorie im Gang hat in den letzten Jahren eine Vielzahl von Publikationen und Anwendungen hervorgebracht. Bisher wurden in der Regel nur wenige Parameter des Gangs erfasst (z. B. Schrittzukusdauer, Schrittlänge). Die vollständige Bewegungstrajektorie wird nur selten betrachtet. Dies liegt sicherlich an den sehr aufwendigen und ortsgebunden Verfahren (z. B. 3D-Bewegungserfassung, Kraftmessplatten), die zu Messung der Bewegungstrajektorie genutzt werden.

Es ist das Ziel dieser Arbeit zu klären, ob Beschleunigungssensoren zur Bestimmung der Bewegungstrajektorie im Gang eingesetzt werden können und mögliche automatisierte Auswertungsroutinen zu entwickeln, um die Variabilität im Gang zu betrachten.

Das einleitende Kapitel gibt einen Überblick über die unterschiedlichen biomechanischen Messverfahren, die zur Analyse des menschlichen Gangs herangezogen wer-

den können. Sehr ausführlich werden in diesem Zusammenhang die Eigenschaften von Beschleunigungssensoren betrachtet. Eine Übersicht der statistischen Merkmale zur Analyse der Variabilität und eine genaue Beschreibung des menschlichen Gangs schließen das Kapitel ab.

Der zweite Abschnitt dieser Arbeit beschreibt das methodische Vorgehen zur Betrachtung der Bewegungstrajektorie im Gang, basierend auf einem bereits vorhandenen Datenpool. Um die methodische Betrachtung der vorhandenen Datensätze zu ermöglichen, wurde ein Vergleichsexperiment durchgeführt. Dieses wird ausführlich beschrieben.

Kapitel 3 zeigt die Ergebnisse der methodischen Überlegungen auf und beschreibt die programmiertechnischen Vorgänge bei der Entwicklung einer neuartigen Auswertungssoftware.

Eine Diskussion der Ergebnisse dieser Arbeit findet im vierten Kapitel statt. Die verwendeten Methoden werden kritisch hinterfragt und die Ergebnisse im Hinblick auf die Forschungsfrage eingeordnet.

Der abschließende Abschnitt dieser Arbeit gibt einen Ausblick auf mögliche Optimierungen des Messsystems und beschreibt mögliche weitere Forschungsansätze, die mit diesem System bearbeitet werden können.

## **1.1 Theoretische Grundlagen**

Im Rahmen von biomechanischen bzw. sportwissenschaftlichen Untersuchungen kommen eine Vielzahl von Messsystemen zur Erfassung der Bewegung sowie ihrer kinematischen und dynamischen Ausprägungen zum Einsatz. Die kinematische, räumlich-zeitliche Ausprägung einer Bewegung (Zeit, Frequenz, Weg, Winkel, etc.) werden durch direkte (z. B. Lichtschranken, Beschleunigungssensoren, Winkelmessungen, etc.) oder indirekte (z. B. Kameraaufnahmen) Messverfahren erfasst. Diese kinematischen Daten können mit den dynamischen Daten durch die Newton'schen Gesetze in einen Zusammenhang gebracht werden. Im Gegensatz zu den kinematischen Ausprägungen zeigen sich die dynamischen Merkmale in Form von Kräften,

Drehmomenten, Massen, Verformungen, etc. Sie sind zugleich Ursache der kinematischen Merkmale. Erfasst werden diese dynamischen Daten durch Dehnmessstreifen, Kraftmessplatten, Druckaufnehmer, etc. (Schwameder, 2009).

In den folgenden Abschnitten werden die Eigenschaften von Beschleunigungssensoren ausführlich dargestellt.

### 1.1.1 Beschleunigungsaufnehmer

Sensoren zur Bestimmung der Beschleunigung werden seit Mitte des 20. Jahrhunderts vermehrt in technischen Anwendungen eingesetzt. Durch eine deutliche Reduktion der Produktionskosten und eine gleichzeitige Steigerung der Genauigkeit fanden Beschleunigungssensoren Einzug in sportwissenschaftliche Untersuchungen. Von Lee et al. (2004) wurden die Beschleunigungswerte des Körperschwerpunktes von Schlaganfallpatienten untersucht. Bugané, et al. (2012) untersuchten die Möglichkeiten, über einen einzelnen am Steißbein angebrachten Beschleunigungssensor eine Analyse der Parameter Schrittlänge, Schrittdauer, Rhythmus und Laufgeschwindigkeit vorzunehmen. Auch die Sportartikelindustrie nutzt die Möglichkeiten von Beschleunigungssensoren mittlerweile für kommerzielle Anwendungen.

Mit dem MiCoach (siehe **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**) er adidas International Trading B.V. (2014) wurde z. B. ein Beschleunigungssensor in die Schuhsohlen von Sportschuhen eingesetzt.



Abbildung 1.1: Adidas MiCoach Speed-Cell mit Auslesegerät (adidas International Trading B.V., 2014).

Die aufgezeichneten Daten können vom Nutzer selbst ausgelesen und ausgewertet werden. Auf Grund des sehr großen Anwendungsspektrums, das von diesen kommerziellen Systemen bedient werden muss, ist eine spezialisierte Anwendung in sportwissenschaftlichen Untersuchungen bisher nur schwer zu realisieren.

Wie Porta et al. (2012) herausfanden, ist das MiCoach-System insbesondere für die Distanzmessung während eines Laufs geeignet. Ob das System auch für eine detaillierte Ganganalyse genutzt werden kann wurde bisher nicht erforscht. Die fehlenden Informationen über die verwendeten Aufzeichnungs- und Auswertungsverfahren (Black-Box) machen eine wissenschaftliche Anwendung dieser Systeme für eine Ganganalyse zum aktuellen Zeitpunkt unmöglich. Ebenfalls werden Smartphones und andere mobile Geräte seit einiger Zeit mit Beschleunigungssensoren ausgestattet. Hartmann (2014) hat nachgewiesen, dass eine Vergleichbarkeit der mit Smartphones aufgezeichneten Beschleunigerwerte und den realen Bewegungen nur sehr eingeschränkt möglich. Auch im Bereich der Rehabilitation und Physiotherapie kommen Systeme mit Beschleunigungssensoren zum Einsatz. Die Firma Hasomed hat das mobile System RehaWatch (siehe Abbildung 1.2) entwickelt. Auf Grundlage der aufgezeichneten Beschleunigungsdaten werden durch eine spezielle Software Aussagen zu den einzelnen Parametern des Schrittzklus getroffen (Hasomed GmbH, 2014).



*Abbildung 1.2: RehaWatch-System zur mobilen Ganganalyse der Firma Hasomed (Hasomed GmbH, 2014, S. 4).*

Inwieweit dieses System für eine Analyse der Bewegungstrajektorie und Ihrer Variabilität geeignet ist, ist bisher nicht bekannt. Aus den oben genannten Gründen können Messsysteme der kommerziellen Sportartikelhersteller und weit verbreiteter mobiler Systeme aktuell nicht in wissenschaftlichen Untersuchungen eingesetzt werden. Produkte aus dem Bereich der Rehabilitation weisen ggf. Möglichkeiten für die unmittelbare wissenschaftliche Forschung auf. Die Sportwissenschaft muss weiterhin auf Anwendungen von Sensoren aus der Industrie zurückgreifen und entsprechende Messsysteme entwickeln. Aus den von sehr präzisen Beschleunigungssensoren ge-

messenen Beschleunigungen  $a$  können durch Integration die zugehörige Geschwindigkeit  $v$  und durch zweifache Integration, der sogenannten inertialen Wegmessung, die Bewegungsbahn  $s$  berechnet werden:

$$v = \int a(t) dt$$

$$s = \iint a(t) dt$$

Die Berechnung der Bewegungsbahn ist nur unter genauer Betrachtung temperaturabhängiger Integrationskoeffizienten (z. B. Nullversatz, Übertragungskoeffizient, etc.) möglich (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 129).

Im Folgenden werden die theoretischen Grundlagen der Beschleunigungsaufnehmer aus kinematischer Sicht, phänomenologisch, betrachtet. Die wirkende Kraft  $F$  als Ursache einer Bewegungsänderung wird in den weiteren Überlegungen nicht berücksichtigt:

$$F = m \cdot a$$

#### **1.1.1.1 Berechnung von Bewegungsgrößen**

Die durchschnittliche Beschleunigung  $\bar{a}(t_1, t_2)$  wird aus dem Quotienten von Geschwindigkeitsänderung  $v(t_2) - v(t_1)$  und Zeitintervall  $(t_1, t_2)$  gebildet.

Es ist zu beachten, dass Beschleunigung und Geschwindigkeit vektorielle Größen repräsentieren und folglich aus zwei Komponenten bestehen – einer physikalischen Größe und einer Richtung.

$$\bar{a}(t_2, t_1) = \frac{v(t_2) - v(t_1)}{t_2 - t_1}$$

Durch einen Grenzübergang des Zeitintervalls  $(t_1, t_2)$  wird dieses unendlich klein. Die Beschleunigung  $a(t_1)$  zum Zeitpunkt  $t_1$  kann aus der Geschwindigkeit  $v(t_1)$  oder dem Weg  $s(t_1)$  abgeleitet werden (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 130):

$$a(t_1) = \lim_{t_2 \rightarrow t_1} \frac{v(t_2) - v(t_1)}{t_2 - t_1} = \frac{dv}{dt_1} = v = \frac{d^2 s}{dt_1^2} = s$$

#### **1.1.1.2 Relative und absolute Messverfahren**

Bei der Nutzung von Beschleunigungssensoren wird zwischen relativen und absoluten Messverfahren unterschieden. Bei den relativen Verfahren werden Bewegungen eines Objekts auf die Bewegungen eines anderen Objekts bezogen.



durch unterschiedliche physikalische Prinzipien, z. B. Änderung des elektrischen Widerstands, elektromagnetische Induktion, piezoelektrischer Effekt, Veränderung der Lichtintensität oder Änderung der Wärmeleitfähigkeit (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 131f).

#### 1.1.1.4 Kapazitive Beschleunigungssensoren

Eine spezielle Art der Messung nach dem seismischen Prinzip repräsentieren die kapazitiven Beschleunigungssensoren. Die Funktionsweise kann mit der eines Plattenkondensators verglichen werden und die Sensoren werden als Differenzialkondensator bzw. als Kondensatorpaar konzipiert (siehe Abbildung 1.4). In der Mitte des Sensors befindet sich die seismische Masse, die zugleich eine beweglich gelagerte Kondensatorelektrode ist.

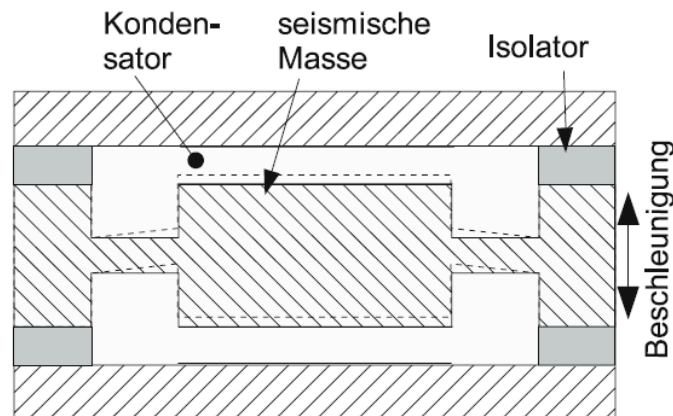


Abbildung 1.4: Prinzip eines kapazitiven (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 138).

Wirkt eine Beschleunigung auf den Sensor, so verschiebt sich die seismische Masse. Die Kapazitäten  $C_1$  und  $C_2$  ändern sich proportional zur Wegänderung der seismischen Masse und somit ebenfalls proportional zur wirkenden Beschleunigung. Die Berechnung der Kapazität erfolgt über die durch den Einfluss des Abstands  $\Delta d$  ergänzte Formel für die Berechnung der Kapazität eines Plattenkondensators:

$$C_0 = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{d_0 + \Delta d}$$

Kapazitive Sensoren weisen eine hohe Stabilität und Empfindlichkeit auf und sind zugleich gegenüber Temperaturänderungen relativ unempfindlich. Negativ auf eine Messung wirken sich eine starke Sensibilität gegenüber umliegenden elektromagnetischen Feldern sowie Effekte durch Streu- und Leitungskapazitäten aus.



Aus diesen Gründen werden kapazitive Beschleunigungssensoren insbesondere für die Messung von Beschleunigungen mit geringer Amplitude und hoher Störbeschleunigung verwendet. Somit sind sie besonders geeignet für die Messung bei Bewegungsuntersuchungen in Mensch-Maschine-Systemen oder von biodynamischen Interferenzen (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 138; Merhav, 1996; Schmidt, 2007, S. 120).

#### 1.1.1.5 Einflussfaktoren der Messung mit seismischen Sensoren

Messungen mit seismischen Sensoren unterliegen Effekten unterschiedlicher Einflussfaktoren, die bei der Betrachtung von Beschleunigungsdaten beachtet werden müssen, um eine Verfälschung des Messergebnisses zu verhindern.

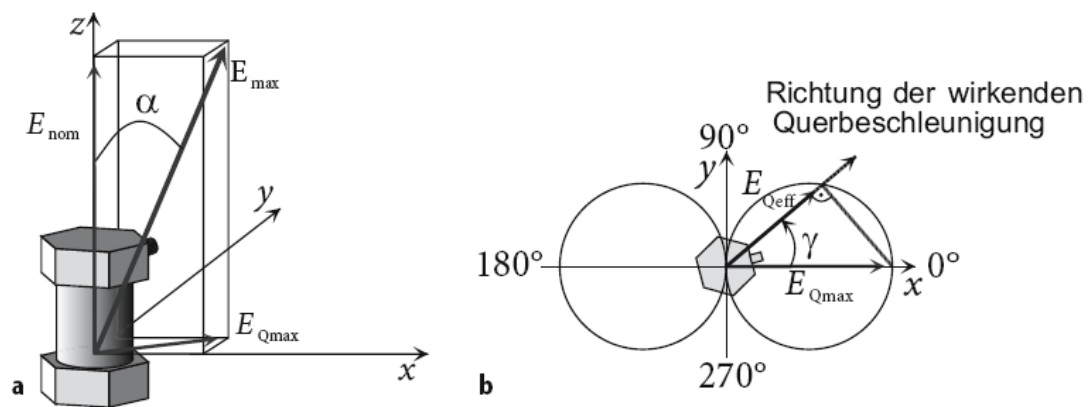


Abbildung 1.5: Vektorielle Darstellung (a) des Übertragungsverhaltens von Beschleunigungssensoren, (b) der effektiven Querbeschleunigungsempfindlichkeit (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 141).

Die sogenannte Querrichtungsempfindlichkeit eines Beschleunigungssensors entsteht durch eine nicht vermeidbare Fehlausrichtung von Komponenten im Inneren des Sensors sowie durch Polarisationsfehler der piezoelektrischen Elemente. Es ergibt sich eine Abweichung der realen von der nominellen Messrichtung. Wird ein Sensor quer zu seiner nominellen Messrichtung beschleunigt, so können auf Grund der Achsenverschiebung Beschleunigungswerte in Richtung der nominellen Messachse erfasst werden. Gute Beschleunigungssensoren weisen eine maximale Querbeschleunigungsempfindlichkeit von weniger als 3% auf. Als  $E_{max}$  wird die größte Beschleunigungsempfindlichkeit eines Sensors bezeichnet. Diese gibt die reale Ausrichtung des Sensors an und kann in den nominellen Vektor  $E_{nom}$  und den senkrecht zu die-

sem stehenden Querschleunigungsvektor  $E_{Qmax}$  zerlegt werden (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 141).

Aus der vektoriellen Aufteilung ergibt sich für das Messsignal  $S$  die folgende Berechnung (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 141f):

$$|E_{nom}| = S = |E_{max}| \cdot \cos \alpha$$

Neben diesen fertigungstechnischen Effekten haben auch thermische Effekte einen Einfluss auf das Messergebnis. Diese ergeben sich durch die folgenden Eigenschaften eines Sensors. Das für den Bau des Sensors gewählte Material hat einen starken Einfluss auf die temperaturabhängige Dehnung des Gehäuses sowie auf die Veränderung der Spannung bei verklebten bzw. verschraubten Sensoren. Neben den verwendeten Materialien wirken sich auch die Bauweise sowie das verwendete Messprinzip auf die Temperaturabhängigkeit aus. Insbesondere bei piezoelektrischen Sensoren kommt es durch Temperaturänderungen zum pyroelektrischen Effekt.

Dieser Effekt entsteht auf Grund von kristallographischen Fehlorientierungen innerhalb der Elektrodenflächen.

Ebenfalls temperaturabhängig verhalten sich die Isolationswiderstände der piezoelektrischen Sensoren. Bei steigenden Temperaturen entsteht eine Dämpfung von tief-frequenten Signalen auf Grund einer verkürzten Zeitkonstante.

Dieser Effekt beeinflusst genauso das Nullsignal, welches für die Messung von statischen Beschleunigungen benötigt wird (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 140f).

Außer der Temperatur gibt es weitere externe Faktoren, die eine Messung mit Beschleunigungssensoren beeinflussen können. An dieser Stelle soll ausschließlich auf elektromagnetische Felder in der Umgebung der Sensoren hingewiesen werden.

Sind die Beschleunigungssensoren nicht ausreichend gegen diese Felder abgeschirmt, kommt es zu Störsignalen. Weitere Störgrößen sind z. B. ionisierende Strahlung, akustische Schallfelder und Druckschwankungen, die aber bei Anwendungen in der Sportwissenschaft selten auftreten (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 143).

Abhängig von der Verwendungszeit eines Sensors kommt es zu Veränderungen des Messbereichs. Diese Änderungen resultieren aus einer Depolarisation des piezoelektrischen Materials und einer Änderung der Vorspannung durch das Altern des verwendeten Materials. Hochwertige Sensoren weisen bei sachgemäßer Nutzung ei-

ne Langzeitstabilität von unter 0.05% pro Jahr auf (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 144).

Der Sensor sollte das Gesamtsystem durch sein zusätzliches Gewicht nicht beeinflussen. Der menschliche Gang lässt sich nach Blickhahn (1989) sowie McMahon & Cheng (1990) mathematisch sehr reduziert als Feder-Masse-Model beschreiben.

Die zusätzliche Masse kann zu einer Verringerung der ersten Resonanzfrequenz führen. In den meisten sportwissenschaftlichen Anwendungsfällen ist dieser Effekt zu vernachlässigen, da die Masse eines Beschleunigungssensors die Gesamtmasse und die Massen der Teilsegmente nur marginal verändert. Werden allerdings mehrere Messsysteme an einem Probanden befestigt, muss dieser Effekt unter Umständen berücksichtigt werden.

Ein weiterer in der Anwendung von Beschleunigungssensoren zu beachtender Punkt ist die Art der Befestigung des Sensors am Messobjekt. Je nach Messfrequenz müssen hier entsprechende Verfahren, z. B. Magnete, Wachs, Kleber oder Verschraubungen gewählt werden. Das Befestigungsmaterial wirkt auf den Sensor wie eine Art Feder und es kommt dadurch zu Resonanzerscheinungen (Gevatter & Grünhaupt, 2006, S. 145).

### **1.1.2 Statistische Beurteilung der Variabilität**

Im folgenden Abschnitt wird die Bedeutung verschiedener statistischer Kenngrößen als Maße der zentrale Tendenz sowie der Variabilität aufgezeigt.

Die Maße der zentralen Tendenz sind Werte, die das Zentrum aller Werte am besten repräsentieren.

Im Gegensatz zu den Maßen der zentralen Tendenz, geben die Maße der Variabilität eine Information über die Unterschiedlichkeit der Werte. Die Maße der zentralen Tendenz und der Variabilität werden in der empirischen Forschung als gleichwertig angesehen (Bortz & Schuster, 2010, S. 25ff).

Die klassischen statistischen Kenngrößen werden durch eine Beschreibung der trendbereinigten Fluktuationsanalyse, einer nichtlinearen Methode, ergänzt.

#### **1.1.2.1 Mittelwert**

Häufig wird der Mittelwert  $\bar{x}$  oder  $M$  als „arithmetisches Mittel“ bezeichnet.

Der Mittelwert ist ein Maß zur Kennzeichnung der zentralen Tendenz eines metrischen Merkmals. Die Berechnung erfolgt durch die Division der Summe aller Werte durch die Anzahl der Werte:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$$

Der Mittelwert ist gegenüber einer Änderung eines einzelnen Wertes sensitiv.

Dies hat zur Folge, dass Messfehler, insbesondere extreme Werte, einen nicht zu unterschätzenden Einfluss auf den Mittelwert haben (Bortz & Schuster, 2010, S. 25f).

### 1.1.2.2 Variationsbreite

Die Variationsbreite oder Range ist das einfachste Maß der Variabilität und ist definiert als die Differenz des kleinsten  $x_{(1)}$  und des größten Wertes  $x_{(n)}$ :

$$x(n) - x(1)$$

Die Variationsbreite ist sehr sensitiv gegenüber Ausreißern und gibt die Größe des Bereichs an, in dem alle Messwerte liegen (Bortz & Schuster, 2010, S. 32).

### 1.1.2.3 Varianz

Die Varianz einer Stichprobe wird mit dem Symbol  $s^2$  angegeben und ist definiert als die Summe der Differenzen der quadrierten Abweichungen aller Messwerte  $x_i$  vom Mittelwert  $\bar{x}$ , dividiert durch die Anzahl  $n - 1$ :

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}$$

Die Varianz bringt die Unterschiedlichkeit der Messwerte zum Ausdruck.

Dabei wird die Abweichung jedes einzelnen Messwertes vom Mittelwert ( $x_i - \bar{x}$ ), betrachtet. Auf Grund der positiven und negativen Abweichungen vom arithmetischen Mittel kann der Mittelwert dieser Abweichungen nicht bestimmt werden, da sich positive und negative Abweichungen gegenseitig eliminieren.

Folglich werden die Abweichungen quadriert und die nun ausschließlich positiven Werte summiert, die Quadratsumme wird gebildet. Diese wird durch die Division der um eins verringerten Stichprobengröße  $n - 1$ , am Stichprobenumfang relativiert.

Die Division mit dem Wert  $n - 1$  ermöglicht eine bessere Abschätzung der Varianz der Population (Lange & Bender, 2007, S. 5e). Die Interpretation der Varianz ist auf

Grund des Quadrierens und dem damit einhergehenden Verlust der ursprünglichen Einheit der Messwerte schwierig. Trotz dieser Problematik wird die Varianz in vielen statistischen Verfahren in ihre einzelnen Anteile zerlegt.

Ein aus der Varianz leicht abzuleitendes Maß der Variabilität ist die Standardabweichung (Bortz & Schuster, 2010, S. 29f).

#### **1.1.2.4 Standardabweichung**

Die Standardabweichung  $s$  oder  $SD$  ist definiert als die Quadratwurzel der Varianz:

$$s = \sqrt{s^2}$$

Durch das Ziehen der Quadratwurzel erhält die Standardabweichung im Gegensatz zur Varianz wieder die Einheit der Messwerte und kann unmittelbar mit den Messwerten und dem Mittelwert  $M$  in Beziehung gesetzt werden (Bortz & Schuster, 2010, S. 31).

#### **1.1.2.5 Variationskoeffizient**

Im Gegensatz zur Standardabweichung steht der Variationskoeffizient  $v$  bzw.  $CV$  als ein Maß der Variabilität in direktem Bezug zum Mittelwert. Definiert wir der Variationskoeffizient als der Quotient von Standardabweichung  $s$  durch Mittelwert  $M$  (Hartung, Elpelt & Klösener, 2005, S. 47):

$$v = \frac{s}{\bar{x}}$$

Häufig wird der Variationskoeffizient auch in Prozent des Mittelwerts angegeben. Der eigentliche Variationskoeffizient  $v$  wird mit dem Faktor 100 multipliziert (Bös, Hänsel & Schott, 2000, S. 91):

$$CV = \left( \frac{s}{M} \right) \cdot 100$$

Der Variationskoeffizient beschreibt das Verhältnis von Standardabweichung und Mittelwert. Eine Betrachtung des Variationskoeffizienten ist ausschließlich bei positiven Messwerten möglich (Hartung, Elpelt & Klösener, 2005, S. 91).

#### **1.1.2.6 Trendbeseitigende Fluktuations-Analyse**

Viele Prozesse in der Natur sind durch komplexe Systeme bestimmt. Einen Zugang zu diesen Systemen bilden häufig Zeitreihen, zeitabhängige Folgen von Mess- oder

Datenpunkten. Medizinische Zeitreihen, wie z. B. die der Herzfrequenz (Bunde, Kropp & Schellnhuber, 2002), ermöglichen Rückschlüsse auf den individuellen Gesundheitszustand. Im Rahmen der Bewertung von Zeitreihen muss berücksichtigt werden, dass Schwankungen der einzelnen Elemente um den Mittelwert durch komplexe Systeme bestimmt werden und nicht voneinander abhängig sind. Komplexe Systeme besitzen ein Langzeitgedächtnis, das zu einer Koppelung von Schwankungen, der Langzeitkorrelation, führt. Als Langzeitkorrelationen werden Korrelationen mit divergierender Korrelationslänge bezeichnet.

In der Regel werden Langzeitkorrelationen über das Integral Korrelationsfunktion  $C(s)$  bestimmt:

$$s_x = \int_0^\infty C(s) ds \rightarrow \infty$$

Dieses Integral hat keinen einheitlichen Wert, insbesondere wenn es sich um eine potenzgesetzartig abfallende Korrelationsfunktion handelt:

$$C(s) \sim s^{-\gamma}, 0 < \gamma < 1$$

Ein Trend beschreibt hingegen eine systematische Abweichung vom Mittelwert, die durch äußere Einflüsse erzwungen wird und sich auf die Bestimmung der Autokorrelationsfunktion  $C(s)$  auswirkt. Eine Langzeitkorrelation kann vorgetäuscht werden. (Bunde & Kantelhardt, 2001, S. 49).

Die Trendbereinigte Fluktuationsanalyse (DFA<sup>2</sup>) wurde durch Peng, Buldyrev, Havlin, Simons, Stanley & Goldberger (1994) zur Analyse von DNA-Sequenzen eingeführt und von Bunde, Havlin, Kantelhardt, Penzel, Peter & Voigt (2000) zur Analyse der Herzschlagrate im Schlaf verallgemeinert. Mit der DFA wird der in den gängigen Methoden (z. B. Fluktuationsanalyse, Fourier-Transformation, Autokorrelationsanalyse) problematische Einfluss von Trends auf das Korrelationsverhalten bereinigt (Rybski, 2002, S. 48).

Im Rahmen der Analyse wird eine Reihe  $x_i$  mit  $N$  äquidistanten Messwerten betrachtet. Zunächst wird von jedem Messwert der Mittelwert aller Messwerte subtrahiert  $\tau_i = x_i - \bar{x}$  und anschließend eine kumulierte Reihe erstellt:

$$Y_j = \sum_{i=1}^j \tau_i$$

---

<sup>2</sup> DFA abgekürzt aus dem Englischen „detrended fluctuation analysis“.

Diese Reihe  $Y_j$  wird in  $N_s = \lfloor N/s \rfloor$  sich gegenseitig nicht überlappende Segmente unterteilt. Durch die Unterteilung in mehrere Segmente bleibt in der Regel ein Rest der Reihe erhalten. Um diesen Rest in die Berechnung einzubeziehen, wird die Unterteilung in Segmente auf zwei identische Reihen angewendet. Die erste Reihe wird vom Beginn, die zweite Reihe vom Ende ausgehend unterteilt. Somit entstehen  $2N_s$  Segmente (Bunde & Kantelhardt, 2001, S. 51).

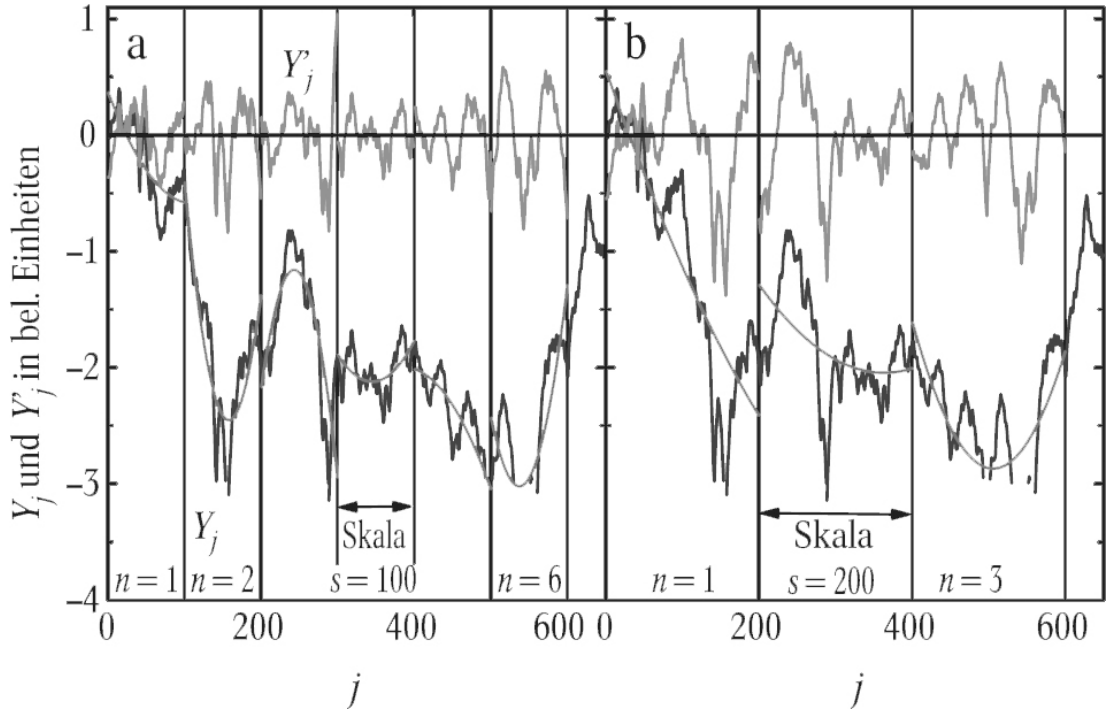


Abbildung 1.6: Illustration zur Erklärung der trend-bereinigten Fluktuationsanalyse 2. Ordnung. Für zwei (Zeit-) Fenster (a)  $s = 100$  und (b)  $s = 200$  sind die kumulierten Reihen  $Y_j$ , die daran angepassten, stückweisen quadratischen Polynome und die trendbereinigten kumulierten Reihen  $Y'_j$  aufgetragen (Bunde, Kropp & Schellnhuber, 2002).

Die DFA nach Peng, et al. (1994) und Bunde, et al. (2000) ermittelt für jedes einzelne Segment ein Polynom vom Grad  $n$  auf Grundlage der kumulierten Reihe.

Anschließend wird die trendbereinigte kumulierte Reihe  $Y'_j$  aus der Differenz  $Y_j$  und dem Wert des Polynoms bestimmt. Für jedes Segment  $v$  wird die Fluktuation  $F_v^s(s)$  berechnet:

$$F_v^2(s) = \frac{1}{s} \sum_{j=(v-1)s+1}^{vs} (Y'_j)^2$$

Im letzten Schritt der DFA wird die Fluktuationsfunktion über alle Segmente gemittelt:

$$F^2(s) = \frac{1}{2N_2} \sum_{v=1}^{2N_2} F_v^2(s)$$

Die Ergebnisse der Anwendung einer DFA auf eine Zeitreihe können der Abbildung 1.6 entnommen werden. Eine Aussage über die Langzeitkorrelation der Messpunkte ergibt sich aus der Betrachtung des Fluktuationskoeffizienten  $\alpha$ .

$$F^2(s) \sim s^{2\alpha} \mid \alpha = 1 - \frac{\gamma}{2}$$

Ist der Fluktuationskoeffizient  $\alpha \leq 0.5$ , so sind die Fluktuationen innerhalb der Zeitreihe rein zufällig.

Liegt der Koeffizient dagegen im Bereich  $0.5 < \alpha < 1$ , ist von einer persistenten Langzeitkorrelation auszugehen. Werte von  $\alpha \geq 1$  können auf einen Langzeitkorrelation hinweisen, allerdings mit einem ggf. schwankenden Mittelwert (Bunde & Kantelhardt, 2001, S. 50f).

## 1.2 Gangzyklus

Der menschliche Gang repräsentiert eine zyklische, sich fortwährend wiederholende Bewegung. Ein einzelner Gangzyklus (GZ) kann in zwei Hauptphasen, die Stand- und Schwungphase, unterteilt werden. Die Unterteilung dieser beiden Phasen wird anhand des Bodenkontaktes eines Fußes bestimmt. Besteht zwischen dem betrachteten Fuß und dem Boden ein Kontakt, so wird dieser Zeitraum als Standphase bezeichnet. Nach Vaughan (1984) umfasst diese bei gesunden Menschen 62% des Gangzyklus.

Hat der Fuß dagegen keinen Kontakt zum Boden, wird von der Schwungphase gesprochen. Ihr Anteil am Gangzyklus beträgt nach Vaughan (1984) für gesunde Menschen 38%.

Ein Gangzyklus wird in Prozent der Bewegungsdauer eingeteilt. Dies ermöglicht eine Vergleichbarkeit zwischen mehreren zeitlich differierenden Gangzyklen. Ein vollständiger Gangzyklus beginnt mit dem initialen Bodenkontakt eines Fußes, dem Beginn der Standphase, und endet mit dem darauf folgenden initialen Bodenkontakt des gleichen Fußes, dem Ende der Schwungphase.



Durch die Betrachtung beider an der Bewegung beteiligten Füße, wird die Standphase weiter in die erste bipedale, die monopedale und die zweite bipedale Standphase unterteilt.

In den bipedalen Standphasen haben beide Füße Kontakt zum Boden, in der monopedalen Standphase nur ein Fuß. Die Unterteilung der einzelnen Gangzyklen wird anhand der Betrachtung eines Fußes vorgenommen.

Durch Perry & Burnfield (1993) wird der Gangzyklus in die beiden Hauptperioden des Stehens und Schwingens unterteilt. Diese beiden Perioden werden nach weiteren Phasen gegliedert. Jede Phase wird einer von drei Aufgaben zugeordnet (siehe Abbildung 1.7).

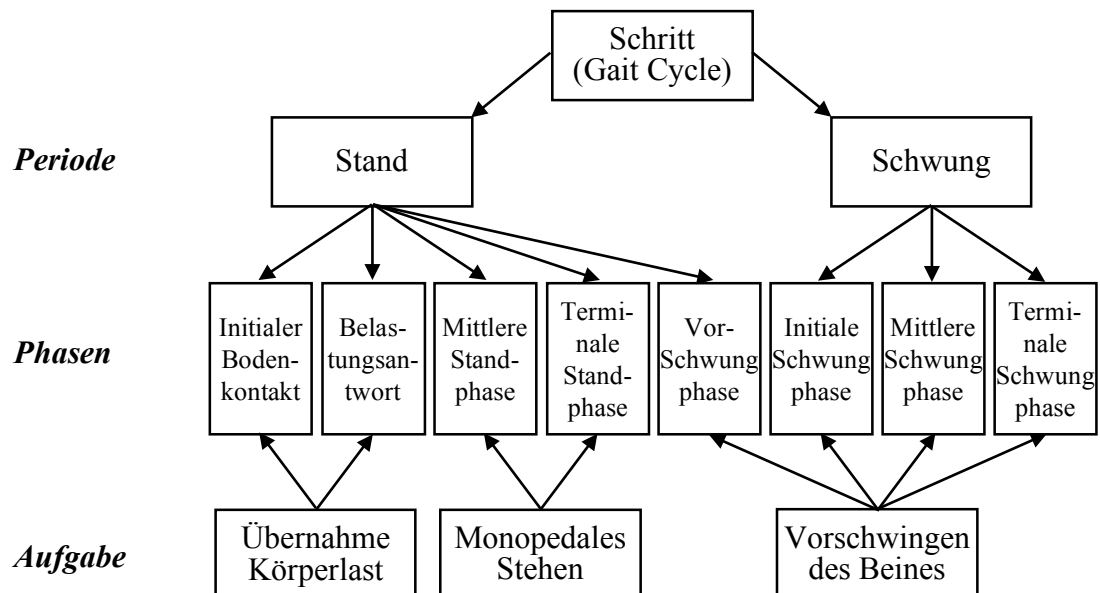


Abbildung 1.7: Funktionale Unterteilung des Schrittzklus (modifiziert nach Perry & Burnfield, 1993, S. 10).

Im Folgenden wird der Gangzyklus anhand der drei Hauptaufgaben und ihrer Unterteilung in acht Phasen beschrieben.

### 1.2.1 Übernahme der Körperlast

Die Aufgabe der Übernahme der Körperlast, *engl. Weight Acceptance*, durch ein Bein repräsentiert innerhalb eines Gangzykluses die größte Herausforderung und wird in zwei Phasen, den initialen Bodenkontakt und die Belastungsantwort, unterteilt. Im Wesentlichen werden nach Perry & Bernfield (1993) innerhalb dieser beiden Phasen die folgenden drei Funktionen erfüllt:

1. Stoßdämpfung
2. Initiale Stabilisierung des Beins
3. Bewahrung der Fortbewegung

#### 1.2.1.1 Initialer Bodenkontakt

Die Phase des initialen Bodenkontakts (siehe Abbildung 1.8a), *engl. Initial Contact*, ist durch den ersten Kontakt des Fußes auf dem Boden gekennzeichnet und erfolgt in der ersten bipedalen Standphase. Dieser erste Kontakt wird nach Vaughan, Davis & O'Connor (1992, S. 11) als *Heel strike* (HS) bezeichnet. Neben diesem ersten Bodenkontakt erfolgt in dieser Phase, die im Bereich von 0 bis 2% des Gangzyklus erfolgt, eine durch den Transfer des Körpergewichts auf das Bein bedingte Belastungsantwort.

Die richtige Positionierung des Beins in dieser Phase bewirkt eine Abrollbewegung über die Ferse.

Als Effekt lässt sich eine verlangsamter Aufprall der Ferse beobachten, der die wirkenden Kräfte auf ca. 50-125% des Körpergewichts reduziert (Perry & Burnfield, 1993, S. 11).

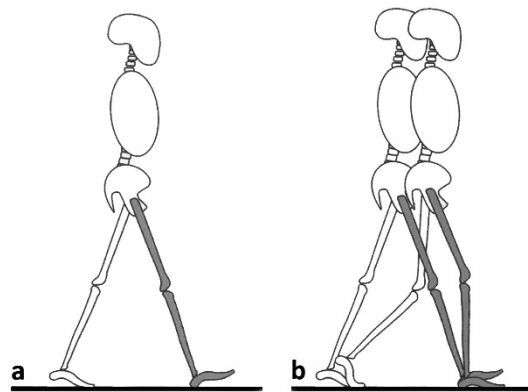


Abbildung 1.8: Darstellung des (a) initialen Bodenkontakts und der (b) Belastungsantwort während der ersten bipedalen Standphase (modifiziert nach Perry & Burnfield, 1993, S. 11).

#### 1.2.1.2 Belastungsantwort

Dem initialen Bodenkontakt folgt die Phase der Belastungsantwort (siehe Abbildung 1.8b), *engl. Loading Response*, als zweite Phase innerhalb der ersten bipedalen Standphase. Diese Phase beginnt mit dem Ende des initialen Bodenkontakts (2% GZ) und endet mit dem Abheben des kontralateralen Fußes (12% GZ) vom Boden (Perry & Burnfield, 1993, S. 11).

### 1.2.2 Monopedales Stehen

Nachdem die Körperlast in den ersten beiden Phasen übernommen wurde, folgt die Aufgabe des monopedalen Stehens, engl. Single Limb Support.

Das kontralaterale Bein hebt vom Boden ab und absolviert die Schwungphase, die mit dem erneuten Aufsetzen des Beins auf dem Boden endet. Während dieser monopedalen Standphase muss die gesamte Körperlast ausschließlich vom Standbein in der Sagital- und Frontalebene gehalten werden.

Das monopedale Stehen wird in zwei Phasen unterteilt (Perry & Burnfield, 1993, S. 12).

#### 1.2.2.1 Mittlere Standphase

Die erste Phase des monopedalen Stehens, die mittlere Standphase (siehe Abbildung 1.9a), engl. *Mid Stance*, beginnt im Abheben des kontralateralen Fußes vom Boden (12% GZ) und endet mit der Verlagerung der Körperlast auf den Vorfuß (31% GZ). In dieser Phase muss die Fortbewegung allein über den belasteten Fuß sichergestellt werden. Um dieses Ziel zu erreichen, muss die Stabilität von Rumpf und Bein bewahrt werden (Perry & Burnfield, 1993, S. 12).

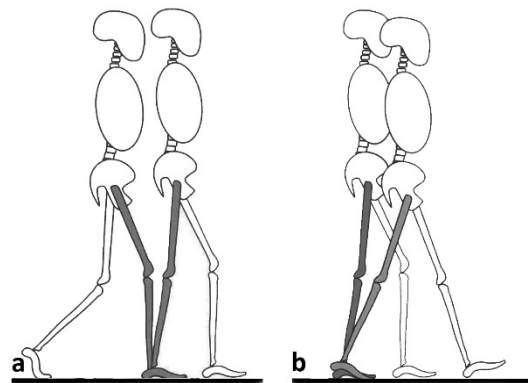


Abbildung 1.9: Darstellung der (a) mittleren Standphase und der (b) terminalen Standphase während der monopedalen Standphase (modifiziert nach Perry & Burnfield, 1993, S. 12f).

#### 1.2.2.2 Terminale Standphase

Auf die mittlere Standphase folgt die terminale Standphase (siehe Abbildung 1.9b), engl. *Terminal Stance*. Sie beginnt mit dem Abheben der Ferse des Standbeins (31% GZ) und endet mit dem initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes (50% GZ). Ziel dieser Phase ist die kontrollierte Erhaltung der Fortbewegung. Dabei wird die Körperlast über den Vorfuß hinweg bewegt (Perry & Burnfield, 1993, S. 13).

### 1.2.3 Vorschwingen des Beins

Die dritte und letzte Anforderung an den Gang ist das Vorschwingen des Beins, *engl. Swing Limb Advancement*. Diese Anforderung wird in vier Phasen unterteilt (Perry & Burnfield, 1993, S. 13).

#### 1.2.3.1 Vor-Schwungphase

Die erste der vier Phasen des Vorschwingens des Beins ist die Vor-Schwungphase (siehe Abbildung 1.10a), *engl. Pre-Swing*, sie ist zugleich der letzte Teil der zweiten bipedalen Standphase. Der Beginn dieser Phase ist durch den initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes (50% GZ) gekennzeichnet, das Ende durch das Abheben des Fußes vom Boden (62% GZ), dieses Abheben vom Boden wird nach Vaughan et al (1992, S. 11) als *Toe-off* (TO) bezeichnet.

Es kommt zu einer schnellen Übernahme der Körperlast durch das kontralaterale Bein. Diese wird nicht aktiv durch die Muskulatur eingeleitet, sondern unterliegt äußeren Kräften.

Die schnelle Übertragung der Körperlast wirkt sich positiv auf die weitere Fortbewegung und die Einleitung des Beinschwungs aus. Die korrekte Positionierung des Beins als Vorbereitung des Schwungs ist das Ziel dieser ersten Phase (Perry & Burnfield, 1993, S. 13f).

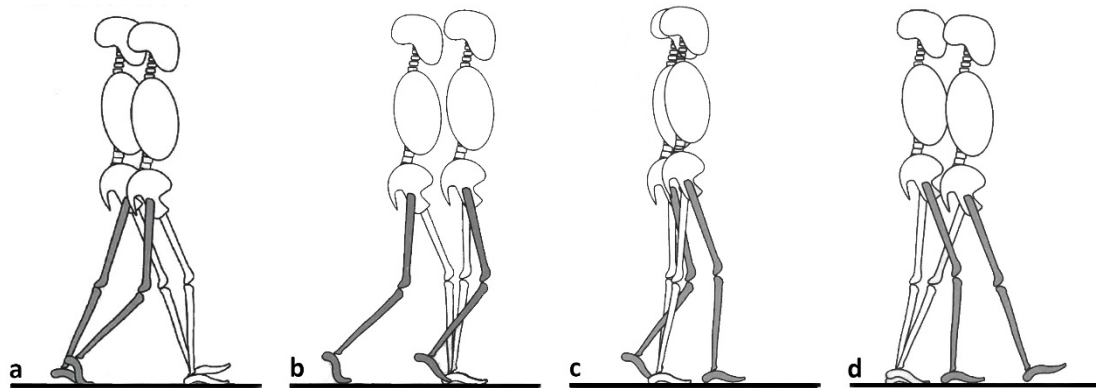


Abbildung 1.10: Darstellung der (a) Vor-Schwungphase, der (b) initalen Schwungphase, der (c) mittleren Schwungphase und der (d) terminalen Schwungphase während der zweiten bipedalen und der monopodalen Standphase (modifiziert nach Perry & Burnfield, 1993, S. 14ff).

#### 1.2.3.2 Initiale Schwungphase

Die initiale Schwungphase (siehe Abbildung 1.10b), *engl. Initial Swing*, schließt sich der Vor-Schwungphase an.

Sie wird durch das Abheben des Fußes vom Boden (62% GZ) eingeleitet und endet mit dem Passieren des Standbeins durch das Schwungbein (75% GZ). Ziel dieser Phase ist das Schwungbein nach dem Abheben vom Boden sicher und ohne Bodenkontakt nach vorne zu führen. Diese Phase beschreibt das erste Drittel der Schwungphasendauer (Perry & Burnfield, 1993, S. 14).

#### **1.2.3.3 Mittlere Schwungphase**

Die dritte Phase im Vorschwingen des Beins ist die Mittlere Schwungphase (siehe Abbildung 1.10c), *engl. Mid Swing*.

Sie beginnt mit dem Passieren des Schwungbeins am Standbein (75% GZ) und wird durch eine vertikale Position der Tibia (87% GZ) beendet. Zu diesem Zeitpunkt haben das Hüft- und Kniegelenk einen fast identischen Flexionswinkel. Weiterhin ist das Hauptziel das Vorschwingen des Beins ohne einen Bodenkontakt (Perry & Burnfield, 1993, S. 15).

#### **1.2.3.4 Terminale Schwungphase**

Die letzte Phase des Gangzyklus und der Schwungphase ist die Terminale Schwungphase (siehe Abbildung 1.10d), *engl. Terminal Swing*.

Sie beginnt zum Zeitpunkt einer vertikalen Position der Tibia (85% GZ) und endet mit dem initialen Bodenkontakt (100% GZ). Diese Phase verfolgt das Ziel den initialen Bodenkontakt optimal vorzubereiten (Perry & Burnfield, 1993, S. 16).

### **1.3 Kinetische Ausprägung der Standphase**

Eine direkte Messung der von den Muskeln erzeugten Kräfte beim Gehen ist nicht möglich. Dies ist nur mit invasiven Methoden möglich. Aus diesem Grund werden die inneren Kräfte über Modellrechnungen abgeschätzt (Schwameder, 2009, S. 105). Zusätzlich überlagern sich die von den einzelnen Muskeln erzeugten Kräfte gegenseitig und ihr Zusammenspiel ist äußerst komplex. Aus den genannten Gründen kann eine Messung der von den Muskeln erzeugten Kräfte nur indirekt erfolgen.

Zu diesem Zweck werden in der Ganganalyse Kraftmessplatten eingesetzt. Sie messen die erzeugten Vertikal- und Schärkräfte, die durch den Kontakt des Fußes auf einen unbeweglichen Boden erzeugt werden. Diese Kräfte werden als Bodenreaktions-

kräfte bezeichnet. Die am Boden gemessenen Kräfte sind nach dem dritten Newton'schen Axiom mit den vom Körper erzeugten Kräften gleichzusetzen<sup>3</sup>.

Bei der Anwendung dieses indirekten Messverfahrens ist darauf zu achten, dass die Kraftmessplatten mit der vollständigen Fläche eines einzelnen Fußes getroffen werden. Liegt ein Teil der Fläche ausserhalb der Messplatte oder befinden sich beide Füße gleichzeitig auf der Messfläche, werden nur Teile bzw. Summen von Kräften gemessen.

Die vertikalen Bodenreaktionskräfte in der Standphase im Gang sind gekennzeichnet durch zwei Maxima ( $F_1$  und  $F_3$ ), die durch ein Minimum ( $F_2$ ) getrennt werden.

Bei einer durchschnittlichen Bewegungsgeschwindigkeit von 82m/min, erreichen die Maxima einen Wert von ca. 110% des Körpergewichts. Das Minimum zwischen den beiden Maxima liegt bei ca. 80% des Körpergewichts. Das erste Maximum ( $F_1$ ) befindet sich bei ca. 12% des Gangzyklus und kennzeichnet den Übergang zwischen der Phase der Belastungsantwort und der mittleren Standphase.

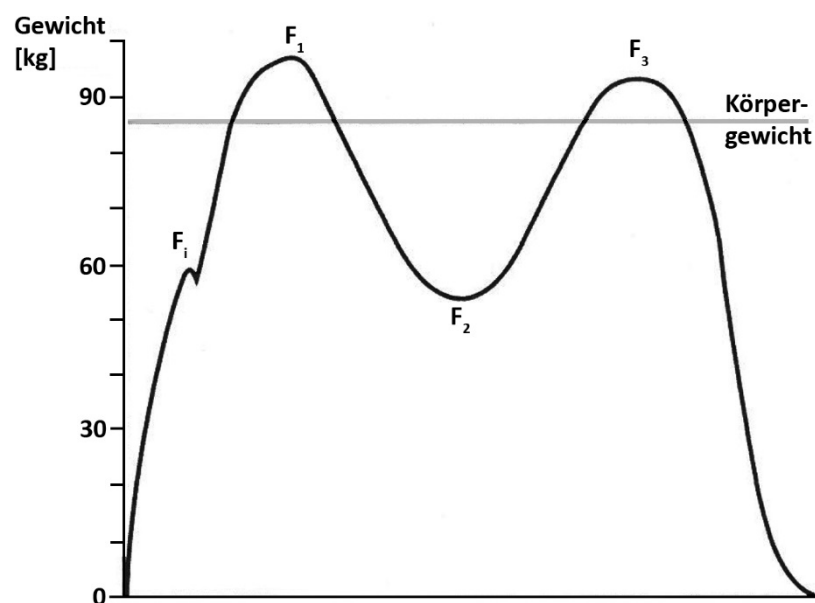


Abbildung 1.11: Vertikale Komponente der Bodenreaktionskräfte in der Standphase eines gesunden Menschen im Gang. Kennzeichnung wichtiger Punkte im Verlauf der Bodenreaktionskräfte (modifiziert nach Perry & Burnfield, 1993, S. 460).

Dies ist zugleich der Übergang zwischen der ersten bipedalen und der monopodalen Phase. Die Ausprägung des ersten Maximums wird durch die schnelle Gewichtsver-

<sup>3</sup> Actio = Reactio

lagerung und die ihr folgende muskuläre Stabilisierung von Bein und Rumpf erzeugt. Das folgende Minimum wird auch als Tal der mittleren Standphase bezeichnet und entsteht durch das Anheben des Körperschwerpunktes während der Vorwärtsbewegung über den stehenden Fuß.

Das zweite Maximum befindet sich am Ende der terminalen Standphase und wird durch die Absenkung des Körperschwerpunkts in Kombination mit einer Plantarflexion gegen den Boden erzeugt. Der Körperschwerpunkt verlagert sich in dieser Phase vor den Standfuß. Im normalen Gangzyklus wird durch den initialen Bodenkontakt ein lokales Maximum bei ca. 1-2% GZ erzeugt. Dieses mit  $F_i$  oder  $F_0$  bezeichnete Maximum hat einen Wert von 50-125% des Körpergewichts.

Die Ausprägung der Extrempunkte ist abhängig von der Laufgeschwindigkeit.

Mit zunehmender Geschwindigkeit verstärkt sich die Ausprägung dieser Werte. Es können maximale Kräfte bis hin zum 2.5-fachen des Körpergewichts entstehen.

Bei geringen Geschwindigkeiten ist dieser Effekt gegenläufig und die maximalen Kräfte werden annäherungsweise auf das Körpergewicht reduziert.

#### 1.4 Forschungsfragen

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung eines neuartigen Auswerteverfahrens zur Betrachtung der Variabilität der Bewegungstrajektorie im Gang.

Im Rahmen der Entwicklung sollen die bereits vorhanden Datensätze eines Versuchs, der zu einem späteren Zeitpunkt noch beschrieben wird, automatisiert ausgewertet werden.

Die vorliegende Arbeit verfolgt das Ziel, Daten zu erstellen, auf deren Grundlage die folgenden Fragestellungen nach Mickel (2014, S. 95f) beantwortet werden können:

Zunächst muss [...] festgestellt werden, ob das genutzte Messequipment Variabilität in der Bewegungstrajektorie erfassen kann. Daraus ergibt sich folgende Fragestellung (1):

*Kann die Variabilität in der Bewegungsbahn mit dreidimensionalen Beschleunigungsaufnehmern erfasst werden?*

Nach positiver Beantwortung dieser Fragestellung werden gegebenenfalls folgende Hypothesen überprüft:

- H1<sub>A</sub>: Die Variabilität der Schwungphase, der Standphase und der double-support-time unterscheiden sich.
- H0<sub>A</sub>: Die Variabilität der Schwungphase, der Standphase und der double-support-time unterscheiden sich nicht.
- H1<sub>B</sub>: Die Variabilität des rechten Fußes in der Standphase unterscheidet sich von der Variabilität des linken Fußes in der Standphase.
- H0<sub>B</sub>: Die Variabilität des rechten Fußes in der Standphase unterscheidet sich nicht von der Variabilität des linken Fußes in der Standphase.
- H1<sub>C</sub>: Die Variabilität des rechten Fußes in der Schwungphase unterscheidet sich von der Variabilität des linken Fußes in der Schwungphase.
- H0<sub>C</sub>: Die Variabilität des rechten Fußes in der Schwungphase unterscheidet sich nicht von der Variabilität des linken Fußes in der Schwungphase.
- H1<sub>D</sub>: Die Variabilität des rechten Fußes in der double-support-time unterscheidet sich von der Variabilität des linken Fußes in der double-support-time.
- H0<sub>D</sub>: Die Variabilität des rechten Fußes in der double-support-time unterscheidet sich nicht von der Variabilität des linken Fußes in der double-support-time.

Dann soll geprüft werden, ob die erhobenen Daten von Sportstudenten ähnliche Charakteristika aufweisen, wie sie in der Literatur beschrieben sind. Die sich daraus ergebende Fragestellung (2) lautet:

*Können die Probanden der Untersuchung als Normalpersonen aufgefasst werden?*

Als Hypothesen ergeben sich daraus:

- H1<sub>E</sub>: Die zeitlichen Schwankungen der Schrittzklusdauer der Probanden unterscheiden sich von einer in zeitlicher Hinsicht randomisierten Zeitreihe.



H0<sub>E</sub>: Die zeitlichen Schwankungen der Schrittzuklusdauer der Probanden unterscheiden sich nicht von einer in zeitlicher Hinsicht randomisierten Zeitreihe.

Da die Studienlage bei Normalpersonen von fraktalen Schwankungen der Schrittzuklusdauer bei Normalpersonen ausgeht, ergibt sich daruberhinaus folgende Fragestellung (3):

*Welche Struktur haben die Fluktuationen in den einzelnen Phasen des Schrittzuklus?*

Die Hypothesen hierzu lauten:

H1<sub>F</sub>: Die zeitlichen Schwankungen der Standphasendauer weisen long-range-correlations auf.

H0<sub>F</sub>: Die zeitlichen Schwankungen der Standphasendauer weisen keine long-range-correlations auf.

H1<sub>G</sub>: Die zeitlichen Schwankungen der Schwungphasendauer weisen long-range-correlations auf.

H0<sub>G</sub>: Die zeitlichen Schwankungen der Schwungphasendauer weisen keine long-range-correlations auf.

H1<sub>H</sub>: Die zeitlichen Schwankungen der double-support-times weisen long-range-correlations auf.

H0<sub>H</sub>: Die zeitlichen Schwankungen der double-support-times weisen keine long-range-correlations auf.

## 2 Methoden

Das folgende Kapitel beschreibt zu Beginn die Entstehung der Datensätze, die dieser Arbeit zu Grunde liegen. Um eine Auswertung dieser Daten in der gewünschten Qualität zu ermöglichen, musste ein Vergleichsexperiment durchgeführt werden, das im Kapitel 2.2 beschrieben wird. Im letzten Teil des Kapitels wird die methodische Vorgehensweise eines neuartigen Auswerteverfahrens betrachtet.

### 2.1 Datengrundlagen

Die in dieser Arbeit verwendeten Datensätze wurden im Rahmen einer Dissertationsarbeit (Mickel, 2014) aufgezeichnet. Auf das dargestellte Untersuchungsdesign konnte kein Einfluss genommen werden.

#### 2.1.1 Stichprobe

Die gesamte Stichprobe von  $N = 48$  Probanden (siehe Tabelle 2.1 & Tabelle 2.2) rekrutierte sich aus Studierenden am Institut für Sportwissenschaften der Goethe-Universität Frankfurt am Main. In die Untersuchung wurden ausschließlich Probanden ohne Vorerkrankungen der unteren Extremitäten oder einer neurologischen Indikation aufgenommen (Mickel, 2014, S. 97f).

*Tabelle 2.1: Anthropometrische Daten (Anzahl, Alter und Händigkeit) der Versuchspersonen (modifiziert nach Mickel, 2014, S. 97).*

Population	N	Alter [Jahre]		M $\pm$ SD	Händigkeit
		min	max		
gesamt	48	19	42	23.5 $\pm$ 3.92	2 links – 46 rechts
weiblich	19	19	31	22.6 $\pm$ 3.33	19 rechts
männlich	29	20	42	24.0 $\pm$ 4.17	2 links – 27 rechts

*Tabelle 2.2: Anthropometrische Daten (Körpergröße und Körpergewicht) der Versuchspersonen (modifiziert nach Mickel, 2014, S. 97).*

Population	Körpergröße [cm]			Körpergewicht [kg]		
	min	max	M $\pm$ SD	min	max	M $\pm$ SD
gesamt	156	205	178 $\pm$ 11.33	50	95	72.1 $\pm$ 12.03
weiblich	156	181	168 $\pm$ 7.21	50	72	60.8 $\pm$ 6.04
männlich	168	205	184 $\pm$ 8.16	60.5	95	79.2 $\pm$ 9.09

### 2.1.2 Erhebungsverfahren

Wie Mickel (2014, S. 97) beschreibt, wurden an der Außenseite der Schuhe der Probanden je vier dreiaxiale Beschleunigungsaufnehmer angebracht. Je ein Sensor pro Fuß wurde unterhalb der Spitze des Malleolus lateralis positioniert, die y-Achse (vertikale Achse) des Sensors wurde näherungsweise parallel an der Longitudinalachse ausgerichtet (siehe Abbildung 2.1a). Die Positionierung eines weiteren Sensors erfolgte im Bereich des Übergangs des Os metatarsale III und dem Phalanges proximales III, die z-Achse des Sensors (mediale Achse) wurde näherungsweise an der Transversalachse ausgerichtet (siehe Abbildung 2.1b). Bei den verwendeten Sensoren handelt es sich um Sensoren vom Typ ADXL 326 der Firma Analog Devices. Die Sensoren können maximal das 16-fache der Erdbeschleunigung (G) aufnehmen. Durch eine Kondensatorschaltung werden statische gleichbleibende Beschleunigungen, z. B. Erdanziehung, nicht aufgezeichnet. Die Beschleunigungssensoren wurden an der Außenseite der Schuhe der Versuchspersonen befestigt.

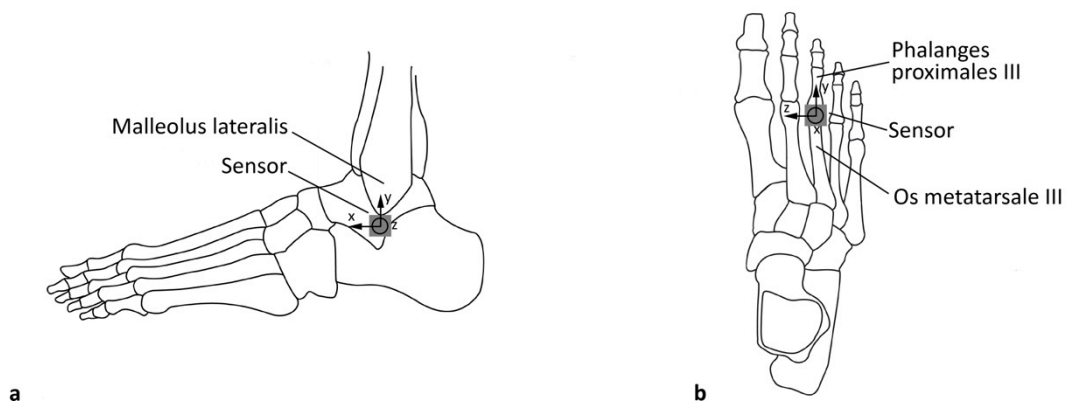


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Positionierung der Beschleunigungssensoren am Fuß. a) seitlicher Sensor unterhalb der Spitze des Malleolus lateralis, b) vorderer Sensor am Übergang des Os metatarsale III und dem Phalanges proximales III (modifiziert nach Feiler, 2014).

In die mit Klebeband am Körper fixierten Signalkabel der Sensoren wurde ACC-Verstärker der Firma BIOVISION integriert. Die verstärkten Signale wurden an eine A-D-Wandlerbox (Advantech USB-4716) der Firma REFITRONIC geleitet und als digitale Messdaten ausgegeben. Die Aufzeichnung der digitalen Messdaten wurde mit einem Pocket-PC der Firma Viliv (S5 mit Windows XP) realisiert. Die über den USB-Port eintreffenden Daten wurden im Programm DASY LAB (V10 und V11) der Firma measX mit einer Abtastrate von 2000 Hertz (Hz) aufgezeichnet und ge-

speichert. Das Gesamtgewicht des vom Probanden zu tragenden Messsystems betrug unter einem Kilogramm. Die Laufgeschwindigkeit der Probanden wurde mit Hilfe eines 10 Meter breiten Lichtschrankenkorridors erfasst, es wurden Doppellichtschranken der Firma REFITRONC verwendet. Die Startlichtschranke wurde als Triggersignal für zwei High-Speed-Video-Kameras (CR 600 X2) der Firma Optronis verwendet. Eine High-Speed-Video-Kamera blickte frontal und eine weitere seitlich auf den Lichtschrankenkorridor. Das Triggersignal wurde zusätzlich per Funk an den Pocket-PC übertragen und in einem eigenen Kanal aufgezeichnet.

### 2.1.3 Durchführung

Die Versuchsdurchführung fand im Dezember 2010 in der Leichtathletikhalle Frankfurt – Kalbach statt. Vor der Versuchsdurchführung wurden die anthropometrischen Daten (Alter, Größe, Gewicht, Geschlecht und Händigkeit) sowie die Verletzungsgeschichte der unteren Extremitäten über einen Fragebogen erfasst. Alle Probanden absolvierten zwei Durchgänge mit einer Dauer von ca. 20 bis 25 Minuten auf der Laufbahn (siehe Abbildung 2.2).

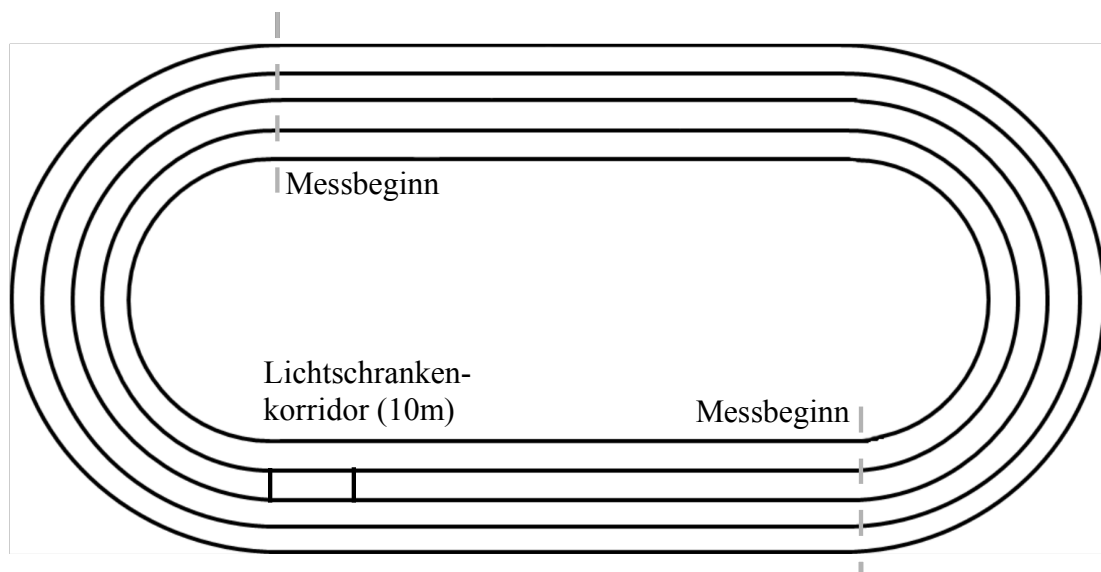


Abbildung 2.2: Schematische Abbildung des Versuchsaufbaus auf einer 200m-Leichtathletikbahn.

In randomisierter Reihenfolge starteten die Probanden den ersten Durchgang im Gehen oder im Laufen, den zweiten Durchgang in der jeweils anderen Bewegungsart. Die Laufgeschwindigkeit sollte in keinem der Durchgänge willentlich verändert werden. Der Pocket-PC zur Datenaufzeichnung wurde mit Hilfe einer Gürteltasche an den Probanden befestigt. Die Aufnahme über den Pocket-PC wurde jeweils zu Be-

ginn einer Geraden per Remote-Verbindung gestartet und endete nach 30 Sekunden (Mickel, 2014, S. 98).

#### **2.1.4 Datenverarbeitung**

Die mit dem Programm DASY LAB auf dem Pocket-PC aufgezeichneten Datensätze wurden einer Offset-Korrektur unterzogen. Der Mittelwert der Messdaten in Ruhe wurde bestimmt und als Null-Wert für die Sensordaten angenommen. Durch diese Korrektur der zwölf Sensordaten wurde die Baseline, Mittelwert der Sensordaten in Ruhe, auf einen Wert von 0 Volt (V) korrigiert. Diese Korrekturwerte werden zusätzlich in den Messdaten gespeichert. Die gemessene Spannung des Triggersignals wurde ebenfalls einer Korrektur unterzogen und mit 0 V oder 5 V in eine neue Datenreihe transformiert. Alle Daten wurden als ASCII-Dateien exportiert und bilden die Datengrundlage dieser Arbeit.

### **2.2 Vergleichsexperiment**

Vor der methodischen Betrachtung eines neuartigen Auswerteverfahrens zur Betrachtung der Bewegungstrajektorie im Gang mussten grundlegende Vergleichsmöglichkeiten zwischen den in Abschnitt 1.1.1 beschriebenen Beschleunigerdaten und der in der Literatur beschriebenen Einteilung von Gangzyklen auf Grundlage von vertikalen Bodenreaktionskräften (siehe Kapitel 1.3) konzipiert werden. Der folgende Abschnitt beschreibt das zu diesem Zweck durchgeführte Vergleichsexperiment zwischen den durch die Konzeption vom Mickel (2014) erfassten Beschleunigungsdaten und den über eine Kraftmessplatte aufgenommenen Bodenreaktionskräften im Gang. Neben der Darstellung der methodischen Vorgehensweise werden in diesem Einschub bereits die Ergebnisse des Vergleichsexperiments aufgezeigt und diskutiert.

#### **2.2.1 Methoden**

In diesem Abschnitt werden die im Rahmen des Vergleichsexperiments angewendeten Methoden beschrieben.

##### **2.2.1.1 Versuchsperson**

Als Versuchsperson wurde ein männlicher wissenschaftlicher Mitarbeiter des Instituts für Sportwissenschaften der Goethe-Universität Frankfurt herangezogen. Es handelte sich um einen 29 Jahre alten, rechthändigen Mann mit einem Gewicht von 98 Kilogramm und einer Körpergröße von 185 cm. Es lagen zum Zeitpunkt der Un-

tersuchung keine chronischen oder akuten Erkrankungen der unteren Extremitäten oder eine neurologische Indikation vor.

Tabelle 2.3: *Anthropometrische Daten der Versuchsperson.*

N	Geschlecht	Alter [Jahren]	Körpergröße [cm]	Körpergewicht [kg]	Händigkeit
1	m	29	185	98	rechts

### 2.2.1.2 *Versuchsplan*

Der Versuchsplan ist an der Arbeit von Mickel (2014, S. 97ff) ausgerichtet.

An einem Probanden wird ein dreiaxialer Beschleunigungsaufnehmer vom Typ ADXL 326 der Firma Analog Devices an der Außenseite des linken Schuhs fixiert. Der Sensor wird unterhalb der Spitze des Malleolus lateralis positioniert, die y-Achse (vertikale Achse) des Sensors wird näherungsweise parallel an der Longitudinalachse ausgerichtet (siehe Abbildung 2.1a). Durch den Sensor können Beschleunigungen bis 16 G aufgenommen werden. Durch eine Kondensatorschaltung werden statische gleichbleibende Beschleunigungen, z. B. die Erdanziehung, nicht aufgezeichnet. In die mit Klebeband am Körper fixierten Signalkabel der Sensoren wurden ACC-Verstärker der Firma BIOVISION integriert.

Zusätzlich zu den Daten des Beschleunigungssensors werden die vertikalen Bodenreaktionskräfte über eine Mehrkomponenten-Messplattform vom Typ 9287 der Firma Kistler gemessen. Die Daten werden durch eine Kistler Electronic Unit for Multi-component Force Measurements Typ 9851 verstärkt.

Die verstärkten Signale des Beschleunigungssensors und der Kraftmessplatte werden an eine AD-Wandlerbox (Advantech USB-4716) der Firma REFITRONIC geleitet und als digitale Messdaten ausgegeben. Die Aufzeichnung der digitalen Messdaten wird mit einem Pocket-PC der Firma Viliv (S5 mit Windows XP) realisiert. Die über den USB-Port eintreffenden Daten werden im Programm DASY LAB (V10 und V11) der Firma measX mit einer Abtastrate von 1000 Hz aufgezeichnet und gespeichert. Das Gesamtgewicht des vom Probanden zu tragenden Messsystems beträgt unter einem Kilogramm.

Nach dem Start der Messung bleibt der Proband für ca. fünf Sekunden möglichst bewegungslos in einem Abstand von ca. fünf Metern zur Kraftmessplatte stehen.

Nach Ablauf der fünf Sekunden läuft der Proband gerade über die Kraftmessplatte hinweg und bleibt ca. 1,5 Meter hinter der Kraftmessplatte stehen.

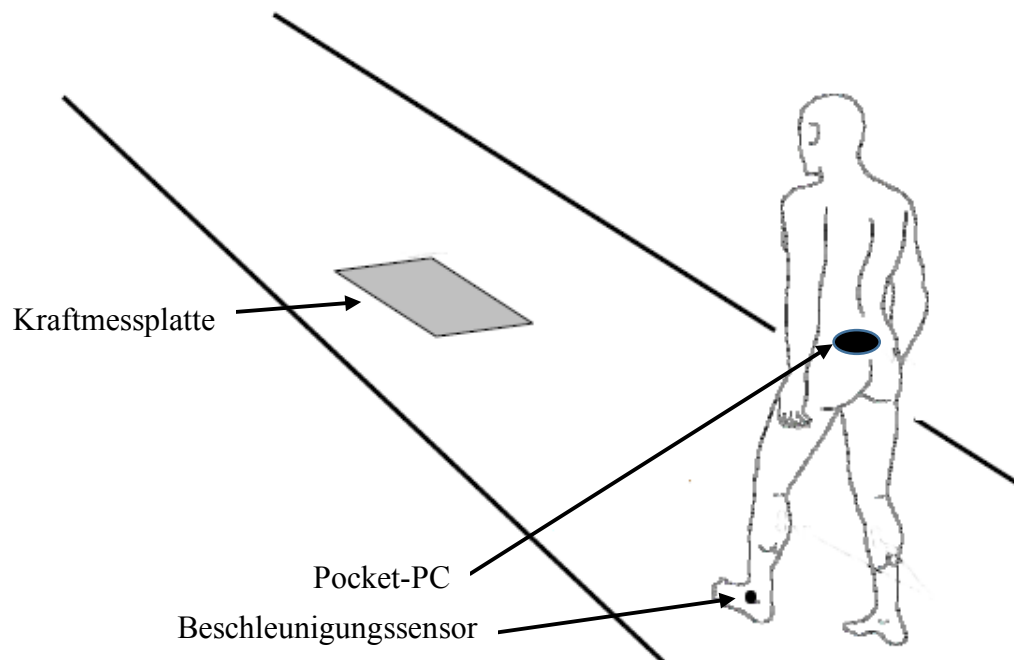


Abbildung 2.3: Versuchsaufbau des Vergleichsexperiments.

### 2.2.1.3 Datenerhebung

Der Versuch wurde im Januar 2014 im Institut für Sportwissenschaften der Goethe-Universität Frankfurt durchgeführt. Der Proband absolvierte mehrere Durchgänge im Gehen über eine Strecke von ca. 6,5 Metern, dabei wurde der Gang abwechselnd mit dem linken und rechten Fuß initiiert.

Der Pocket-PC zur Datenaufzeichnung wurde mit Hilfe einer Gürteltasche am Probanden befestigt. Die Aufnahme über den Pocket-PC wurde jeweils vor Beginn eines Durchgangs manuell gestartet und nach Abschluss der Messung manuell beendet.

### 2.2.1.4 Datenauswertung

Die mit dem Programm DASY LAB auf dem Pocket-PC aufgezeichneten Daten werden als ASCII-Dateien exportiert und in Matlab (Version 2011b) importiert. Die weitere Datenauswertung wird vollständig in Matlab vorgenommen.

In einem ersten Schritt werden die Daten mit einem Tief-Pass-Filter (Butterworth) bearbeitet. Die Abtastrate beträgt 2000 Hz, die Grenzfrequenz 250 Hz.

Die Daten des Beschleunigungssensors liegen als Spannungen in der Maßeinheit Volt vor und werden mit dem Faktor 31.25 multipliziert und so in Beschleunigungen mit der Maßeinheit  $\text{m/s}^2$  umgerechnet.

Anschließend werden die Datensätze einer Baseline-Korrektur unterzogen. Die Nulllinie der jeweiligen Datenreihe wird über den Mittelwert der Messdaten in den ersten 4000 Millisekunden der Datenaufnahme bestimmt. Die Daten werden durch Subtraktion des jeweiligen Mittelwertes von den Messdaten korrigiert.

Die Bestimmung des Heel strike (siehe Kapitel 1.2.1.1) wird anhand des ersten Anstiegs der vertikalen Bodenreaktionskraft bestimmt und in den Daten markiert. Als weiterer markanter Zeitpunkt im Schrittzzyklus wird das Abheben des Fußes vom Boden, Toe-off (siehe Kapitel 1.2.2.1), ermittelt. Dieser Zeitpunkt ist durch das Absinken der Bodenreaktionskräfte auf Null gekennzeichnet.

Um eine einheitliche Analyse der einzelnen Messreihen zu ermöglichen werden die Daten auf Grundlage des Mittelwerts der Bodenkontaktzeit normiert.

Anhand der durch die vertikalen Bodenreaktionskräfte definierten Punkte innerhalb des Schrittzzyklus (siehe Kapitel 1.3):

1. Beginn des initialen Bodenkontakts – heel-strike,
2. Ende der terminalen Standphase – toe-off,
3. Übergang zwischen Belastungsantwort und mittlere Standphase,

werden die zugehörigen Verläufe der Beschleunigungsdaten analysiert und Muster in deren Verlauf herausgearbeitet, die eine automatisierte Bestimmung der definierten Punkte anhand der aufgezeichneten Beschleunigungsverläufe ermöglichen.

### 2.2.2 Ergebnisse

Die aufgezeichneten Daten des Beschleunigungssensors entsprechen den Datenverläufen des Hauptexperiments und wurden mit einem Tief-Pass-Filter gefiltert. Anschließend wurden die Datenpunkte mit dem Faktor 31.25 multipliziert. Somit wurden aus den als Spannung [V] vorliegenden Messdaten des Beschleunigungssensors die zugehörigen Beschleunigungen in  $\text{m/s}^2$  berechnet. Alle Messdaten wurden anschließend einer Baselinekorrektur unterzogen.

In den Datensätzen der einzelnen Messreihen wurden der Zeitpunkt des Heel strike auf und der Zeitpunkt des toe-off von der Kraftmessplatte bestimmt. Der Bereich zwischen diesen beiden Zeitpunkten repräsentiert die Standphase des jeweiligen Fu-



ßes. Insgesamt wurden 12 Durchgänge aufgezeichnet. Der Mittelwert der Dauer der Standphase beträgt  $854 \pm 12$  ms.

Die Standphasen wurden über den Mittelwert der Dauer des Bodenkontaktes auf 854 Samples normiert. Anschließend wurden für jeden einzelnen Zeitpunkt Mittelwert und Standardabweichung aller Standphasen berechnet.

Die Daten des normierten Gangzyklus wurden mit den normierten Daten des Beschleunigungsaufnehmers in Verbindung gebracht. Anschließend wurden die Zeitpunkte des Heel stricke und des Toe-off des Fußes vom Boden in den Zeitreihen markiert.

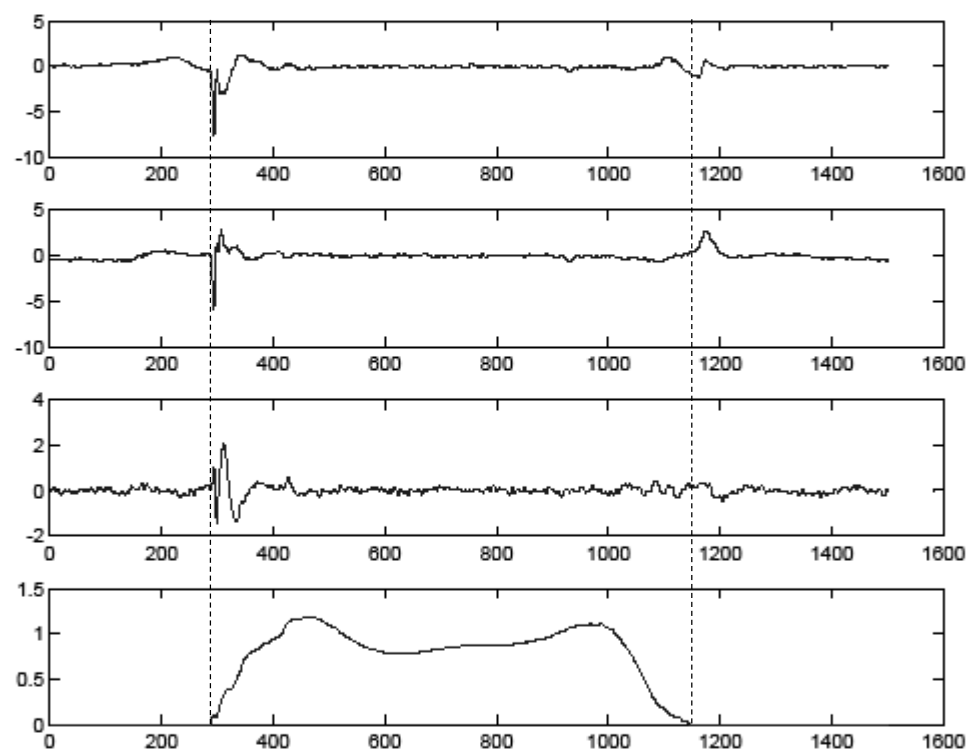


Abbildung 2.4: Abbildung der Daten des Beschleunigungssensors im Vergleich mit den Daten der Bodenreaktionskräfte. Vertikale Markierung der Standphase.

Die Durchschnittliche Dauer eines Gangzyklus des Probanden beträgt  $1357 \pm 21$  ms. Die Standphasen dauerten im Mittelwert  $854 \pm 12$  ms. Dies entspricht einem Prozentualen Anteil von 62.93% des Gangzyklus. Die Schwungphasen dauerten  $503 \pm 18$  ms. Dies entspricht einem Anteil von 37.02% des Gangzyklus.

### 2.2.3 Diskussion

Auf Grundlage der aus der Literatur bekannten Punkte im Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte konnten der Zeitpunkt des Beginns des Initialen Bodenkontakts sowie das Abheben des Fußes vom Boden exakt in den aufgezeichneten Daten der Kraftmessplatte bestimmt und in den Daten der Beschleunigungsaufnehmer markiert werden.

Der erste Anstieg der vertikalen Bodenreaktionskraft fällt mit einem starken Abfall der Beschleunigungswerte der x- und y-Komponente des Beschleunigungssensors zusammen. Dieser Abfall führt mit einer Verzögerung von 7ms zu einem absoluten Minimum der Beschleunigungen der x- und y-Komponente innerhalb des Gangzyklus. Unter Berücksichtigung dieser zeitlichen Verzögerung von 7ms kann das absolute Minimum der x- und y-Komponente der Beschleunigungsdaten mit dem Beginn des Initialen Bodenkontakts gleichgesetzt werden. In der Gesamtbetrachtung des vollständigen Gangzyklus entsteht durch die Verzögerung eine mögliche Verschiebung des Beginns des Initialen Bodenkontakts um ca. 0,5% des GZ.

Im Rahmen der Untersuchung konnte nicht geklärt werden, ob die zeitliche Differenz zwischen dem ersten Anstieg der vertikalen Bodenreaktionskräfte und dem Minimum der Beschleunigung durch die Dämpfung der getragenen Schuhe beeinflusst wird. Zum Zeitpunkt des Beschleunigungsminimums kann in den Daten der vertikalen Bodenreaktionskräfte ein lokales Maximum festgestellt werden. Dieses kann durch die Dämpfungseigenschaften des Schuhs erzeugt werden und ist mit dem eigentlichen Beginn des Initialen Bodenkontaktes gleich zu setzen. In der Literatur (Quellen) finden sich mehrere Hinweise auf den hier beschriebenen Einfluss der Dämpfungseigenschaften auf den Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskräfte. Folglich repräsentiert der erste Anstieg der vertikalen Bodenreaktionskraft den Aufsatz des Schuhs auf dem Boden, das erste lokale Maximum den „inneren“ Initialen Bodenkontakt des Fußes im Schuh.

Für eine genauere Betrachtung dieser Eigenschaften des Datenverlaufs müssen weitere Untersuchungen unter Berücksichtigung der Eigenschaften der jeweiligen Schu-

he und ihrer Dämpfung durchgeführt werden. Für die weitere Betrachtung in der vorliegenden Arbeit wird von folgenden Hypothesen ausgegangen:

1. Das Minimum der x- und y- Komponente der verwendeten Beschleunigungsaufnehmer fällt zeitlich mit dem Beginn des Initialen Bodenkontakts zusammen.
2. Der Anstieg der vertikalen Bodenreaktionskräfte bis zu einem ersten lokalen Maximum wird durch die Dämpfungseigenschaften des verwendeten Schuhs beeinflusst und liegt vor dem eigentlichen Initialen Bodenkontakt.

Das Abheben des Fußes ist durch den vollständigen Abfall der vertikalen Bodenreaktionskräfte gekennzeichnet. Diesem Abfall folgt nach 17ms in den Daten der x-Komponente der Beschleunigungsdaten ein lokales Minimum. Weitere 14ms später folgt ein lokales Maximum in den Daten der y-Komponente. Zur eindeutigen Bestimmung des Endes der terminalen Standphase eignet sich eine Kombination dieser beiden lokalen Extrempunkte, da jeder Extrempunkt für sich nicht mit absoluter Sicherheit bestimmt werden kann. Zielführend ist eine genaue Bestimmung des lokalen Minimums in den Daten der x-Komponente. Dieses Minimum geht mit einer zeitlichen Verzögerung von 17ms, welche einem 1,25%-Anteil des vollständigen Gangzyklus entspricht, einher. In der weiteren Betrachtung muss dieser systematische Fehler berücksichtigt werden. Die über die Beschleunigungsdaten ermittelte Dauer der Standphase weicht um 0,75% der Gesamtdauer des Gangzyklus von der über die Bodenreaktionskräfte ermittelte Dauer der Standphase ab.

Es stellt sich für zukünftige Untersuchungen die Frage, ob der vordere Sensor oder ein anders positionierter Sensor zu einer präziseren Identifikation des Endes der terminalen Standphase genutzt werden kann. Dies muss in einer weiteren Untersuchung geklärt werden.

### **2.3 Neuartiges Auswerteverfahren**

Die Hauptaufgabe dieser Arbeit liegt darin, ein neuartiges Auswerteverfahren für die Betrachtung der Bewegungstrajektorie im Gang zu entwickeln. Grundlage der Entwicklung dieses Verfahrens sind die in den Abschnitten 2.1 & 2.2 beschriebenen erhobenen Daten. Im letzten Teil des Methodenkapitels werden die einzelnen Schritte innerhalb des neu entwickelten Verfahrens beschrieben.

### 2.3.1 Vorbereitung der Daten

Vor der eigentlichen Auswertung der Messreihen wurden mehrere vorbereitende Bearbeitungsschritte durchgeführt.

#### 2.2.1.5 *Import*

Die vollständigen Messreihen liegen nach dem Export aus dem Programm DASY-LAB als ASCII-Dateien vor. Diese Dateien werden durch eine automatisierte Routine in das Programm Matlab importiert und als m-File mit der Bezeichnung „Daten-Roh\_XXXX.mat“ gespeichert.

#### 2.2.1.6 *Berechnung Beschleunigung*

Im Rahmen der Messwertaufnahme wurden die Daten der dreiaxialen Beschleunigungsaufnehmer als Spannungen [V] aufgezeichnet. Entsprechend der Spezifikation der Sensoren und des Verstärkers werden die vorliegenden Spannungen in Beschleunigungen [ $\text{m/s}^2$ ] umgerechnet. Die Daten werden mit dem Faktor 31.25 multipliziert.

#### 2.2.1.7 *Entfernen nicht benötigter Datensätze*

Jedem Probanden wurden im Rahmen der Datenaufzeichnung durch den Versuchleiter in einer Tabelle die zugehörigen Datenreihen aus dem Hauptexperiment zugeordnet. Alle Datensätze in Form von m-files, die nicht den Probanden zugeordnet wurden, bzw. Datensätze bei deren Aufnahme ein bekannter Fehler aufgetreten ist, werden entfernt und in der weiteren Auswertung nicht berücksichtigt.

#### 2.2.1.8 *Visuelle Kontrolle der Daten*

Die Daten der Beschleunigungssensoren werden einer visuellen Kontrolle unterzogen. Zu diesem Zweck werden die Daten der vier Sensoren graphisch dargestellt und unter den Probanden verglichen. Auffällige Datensätze werden identifiziert und einer genauen Kontrolle unterzogen und ggf. korrigiert.

### 2.3.2 Analyse der Rohdaten

Die vorhandenen Rohdaten werden nach Probanden getrennt betrachtet und ausgewertet.

#### 2.2.1.9 *Bestimmung der Laufgeschwindigkeit*

In den Messreihen mit Triggersignalen wird die Zeit zwischen der Auslösung der ersten Doppellichtschranke und der Auslösung der zweiten Doppellichtschranke be-

rechnet. Für jeden Lichtschrankendurchgang wird die durchschnittliche Lokomotionsgeschwindigkeit [m/s] berechnet. Die durchschnittliche Laufgeschwindigkeit jedes Probanden über alle Lichtschrankendurchgänge wird über den Mittelwert mit der zugehörigen Standardabweichung berechnet und in einer Tabelle abgespeichert.

#### **2.2.1.10 Bestimmung Schrittzklus**

Der Beginn eines Schrittzklus wird durch den initialen Bodenkontakt eines Fußes gekennzeichnet (siehe Kapitel 1.2.1.1). Auf Grundlage der Ergebnisse des Vergleichsexperiments zwischen Beschleunigungsdaten und Bodenreaktionskräften im Gang (siehe Kapitel 2.2.3) kann der initiale Bodenkontakt für jeden Fuß auf Basis der vorliegenden Daten eindeutig bestimmt werden.

Zunächst wird das Minimum der x-Komponente, des unterhalb der Spitze des Malleolus lateralis angebrachten Sensors bestimmt. Ausgehend von diesem Punkt wird in einem Fenster von 200 Messwerten das nächste Maximum der y-Komponente, des Sensors bestimmt. Dieser Punkt ist mit dem initialen Bodenkontakt gleichzusetzen.

Das Ende eines Schrittzklus ist mit dem Beginn des darauffolgenden Zyklus des betrachteten Fußes gleichzusetzen. Entsprechend ergibt sich die Schrittzklusdauer anhand der aufeinander folgenden initialen Bodenkontakte dieses Fußes. Dieser Prozess wird fortlaufend über die gesamte Messreihe für den rechten und linken Fuß durchgeführt. Die Zeitpunkte der initialen Bodenkontakte, sowie deren zeitlicher Abstand zueinander werden für jeden Probanden in einer Tabelle erfasst. Für jeden Probanden werden für den rechten und linken Fuß getrennt der Mittelwert und Standardabweichung der Schrittzklusdauer in Millisekunden berechnet.

Die so bestimmten einzelnen Schrittzklen werden in eigenständigen Dateien abgespeichert.

#### **2.2.1.11 Bestimmung Stand- und Schwungphase**

Ein Schrittzklus wird in Stand- und Schwungphase unterteilt. Grundlage der Unterteilung ist das Verlassen des Fußes vom Boden, das Ende der Vor-Schwungphase (siehe Kapitel 1.2.3.1). Im Vergleichsexperiment wurde dieser Punkt im Verlauf der Beschleunigungsdaten identifiziert. Innerhalb eines Bereichs von 52 – 72% eines Schrittzklus wird das Maximum der y-Komponente (vertikal) des unterhalb der Spitze des Malleolus lateralis angebrachten Sensors bestimmt. Dieser Punkt be-

schreibt das Verlassen des Bodens durch den Fuß. Der Schrittzzyklus wird anhand dieses Punktes in eine Stand- und Schwungphase unterteilt. Die Phasendauer wird der Dauer des betrachteten Schrittzzyklus in einer Tabelle zugeordnet. Für jeden Probanden werden Mittelwert und Standardabweichung in Millisekunden der Stand- und Schwungphase berechnet.

#### **2.2.1.12 Mittelwertvergleich der Stand- und Schwungphase**

Um zu überprüfen, ob die Dauern der Stand- und Schwungphase aufeinander abgestimmt sind wird die Dauer der Standphase über der zugehörigen Dauer der Schwungphase abgebildet. Zusätzlich wird der Mittelwert der Dauer der Standphasen über dem Mittelwert der Dauer der Schwungphasen aufgetragen. Um diesen Punkt wird eine Regressionsellipse berechnet, die 95% der abgebildeten Punkte umfasst.

#### **2.2.1.13 Bestimmung double-support-time**

Die double-support-time ist die Phase im Schrittzzyklus zwischen dem initialen Bodenkontakt des konterlateralen Fußes (heel-strike) und dem Abheben des betrachteten Fußes vom Boden (toe-off). Der initiale Bodenkontakt des konterlateralen Fußes innerhalb des betrachteten Schrittzzyklus wurde auf Grundlage des Verlaufs der Beschleunigungsdaten des unterhalb der Spitze des Malleolus lateralis angebrachten Sensors bestimmt (siehe Kapitel 2.3.2.2). Die double-support-time wird durch Subtraktion des Zeitpunktes des initialen Bodenkontakts des konterlateralen Fußes von der Dauer der Standphase des betrachteten Schrittzzyklus berechnet. Die Dauer der double-support-time wird in einer Tabelle jeweils für den linken und rechten Fuß erfasst und der jeweiligen Schrittzzyklusdauer zugeordnet. Es werden der Mittelwert und die Standardabweichung in Millisekunden für die double-support-time getrennt für den rechten und linken Fuß berechnet.

#### **2.2.1.14 DFA**

Die zuvor bestimmten Zeitreihen der einzelnen Messdurchgänge werden für jeden Probanden zu einer einzelnen Zeitreihe zusammengefasst (Kirchner, Schubert, Liebherr, & Haas, 2014). Die Schrittzyklen, Stand-, Schwungphasen und der double-support-time werden getrennt voneinander für den rechten und linken Fuß jeweils einer DFA (siehe Kapitel 1.1.2.6) unterzogen. Für die Berechnung wird der Quelltext von Wenye (2001) entsprechend modifiziert angewendet. Nach der Berechnung der DFA werden die Datenreihen randomisiert und erneut eine DFA durchgeführt. Die-

ser Vorgang wird 1000-fach wiederholt. Die Größe und Variation der untersuchten Datenfenster innerhalb des DFA werden nach Kirchner et al. (2014) festgelegt. Die minimale Fenstergröße beträgt 4, die maximale Fenstergröße  $N/4^4$  Messwerte. Die Schrittgröße zur Veränderung der Fenster beträgt 2. Aus den Werten der randomisierten DFA wird der Mittelwert der Steigung der Regressionsgeraden bestimmt. Die Ergebnisse der DFA werden grafisch und in Tabellenform dargestellt.

### **2.1.3 Analyse der Zeitnormierten Daten**

Auf Grund der unterschiedlichen Dauer der einzelnen Schrittzyklen werden diese normiert und erneut einer Analyse unterzogen.

#### **3.2.1.15 Normierung der Schrittzyklen**

Die einzelnen Schrittzyklen eines Fußes eines Probanden werden normiert. Zu diesem Zweck wird der Verlauf einer Messreihe auf 2000 Messwerte interpoliert. Die neu entstandenen normierten Schrittzyklen werden in eigenständigen Dateien gespeichert.

#### **3.2.1.16 Bestimmung der Zyklusphasen**

Die drei Hauptphasen des Gangzyklus (Stand-, Schwung- und double-support-time) werden für die normierten Datensätze erneut bestimmt. Es kommt das bereits für die nicht normierten Datensätze verwendete Verfahren zur Anwendung. Die Samplezahl der Schwung- und Standphase und ihre prozentuale Verteilung über die Zyklusdauer werden in einer Tabelle erfasst.

#### **3.2.1.17 Ensemble-Average-Kurve**

Für jeden Probanden werden auf Grundlage der normierten Schrittzyklen getrennt nach rechtem und linkem Fuß je eine ensemble-average-curve nach dem Punkt-zu-Punkt-Verfahren erstellt. Zu jedem Messzeitpunkt werden der Mittelwert und die Standardabweichung der Datenpunkte aller vorhandenen Schrittzyklen bestimmt.

#### **3.2.1.18 Gesamtvariabilität**

Anhand der Standardabweichungen der ensemble-average-curve wird die Gesamtvariabilität im Raum während eines Zyklus berechnet. Dazu werden die Standardab-

---

<sup>4</sup> N bezeichnet innerhalb der DFA die Anzahl der Datenpunkte der Zeitreihe.

weichungen der drei Raumrichtungen nach Füßen getrennt zu einem Volumen multipliziert. Um eine Multiplikation mit einem Wert kleiner eins zu vermeiden wird für die Berechnung des Volumens die Beschleunigung die Maßeinheit  $\text{cm/m}^2$  verwendet. Für die einzelnen Gangphasen (Stand-, Schwungphase und double-support-time) werden Mittelwert und Standardabweichung des Volumens berechnet und in einer Tabelle gespeichert.



### 3 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse, die sich aus dem Methodenteil ergeben, beschrieben. Tabellen und Abbildungen zu den Ergebnissen der einzelnen Probanden werden nur Auszugsweise dargestellt. Die vollständigen Tabellen und Abbildungen aller Probanden können dem beigefügtem Datenträger entnommen werden. Die für die Datenauswertung in Matlab erstellten Funktionen werden ebenfalls dargestellt. Der entsprechende Quellcode ist auf dem beigefügten Datenträger zu finden.

#### 3.1 Vorbereitung der Daten

Sämtliche ASCII-Datensätze konnten automatisiert in das Programm Matlab importiert werden und wurden als m-Files mit der Bezeichnung „DatenRoh\_XXXX.mat“ abgespeichert.

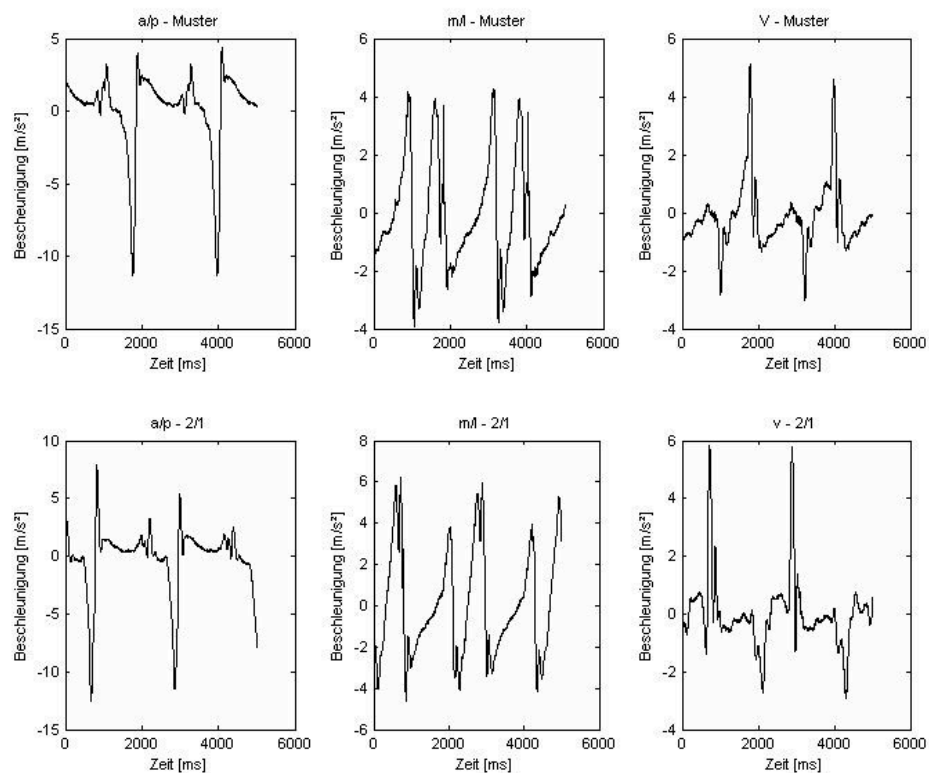


Abbildung 3.1.1: Visueller Vergleich der Beschleunigungsdaten eines Probanden mit den Musterdatensatz für den linken, seitlichen Sensor.

Die Umrechnung der aufgezeichneten Spannung [V] in Beschleunigungen [ $\text{m/s}^2$ ] konnte für alle Sensordaten durch die Multiplikation mit dem Faktor 31.25 durchgeführt werden.

Durch den Versuchsleiter wurde eine Tabelle erstellt, die jedem Probanden die entsprechenden Messdurchgänge zuordnet. Durchgänge mit dem Versuchsleiter bekannten Fehlern (z. B. Ablösen der Sensoren, Ausfall eines Sensors, etc.) wurden nicht in die Tabelle aufgenommen. Nur die in dieser Zuordnungstabelle aufgeführten Durchgänge werden für die spätere Analyse herangezogen. Die nicht benötigten Datensätze bleiben erhalten.

Im Rahmen der visuellen Kontrolle wurden alle 12 Sensorkanäle in einem Zeitfenster von 5000ms mit einem Musterdatensatz verglichen (siehe Abbildung 3.1.1). Auffällige Befunde wurden in Tabelle 3.1.1 aufgeführt und anschließend einer Korrektur unterzogen. Es wurden die korrigierten und nicht korrigierten Datensätze gespeichert.

Tabelle 3.1.1: Ergebnisse der visuellen Kontrolle der Datensätze

Vpn	Sensor rechts seitlich			Sensor rechts vorne			Sensor links seitlich			Sensor links vorne		
2										inv		
5										F*		
9										F*		
12	inv											
13				inv		inv						
15	inv			inv			inv			inv		
16	inv			inv			inv			inv	def*	
17											def*	
18											def*	
19	inv			inv			inv			inv	def*	
20											def*	
21											def*	
22				F*	F*	F*						
24	DG3	DG3	DG3	DG3	DG3	DG3	DG3	DG3	DG3	ska*	ska*	ska*
25				F*	F*	F*				ska*	ska*	ska*
26										ska*	ska*	ska*
27										ska*	ska*	ska*
38	inv											
40												inv
41	inv			inv			inv			inv		
42	ska*	ska*	ska*									
43	ska*	ska*	ska*									
44	ska*	ska*	ska*									
45	ska*	ska*	ska*									

Anmerkung: inv = invertierte Daten; ska = falsch skalierte Daten; def = defekter Sensor; F = unbekannter Fehler; DG3 = betrifft nur Durchgang 3 des Probanden; \* = Datensätze die nicht korrigiert werden konnten.

### 3.2 Analyse der Rohdaten

Für alle Probanden, die in die Auswertung eingeschlossen wurden, konnte die durchschnittliche Laufgeschwindigkeit bestimmt werden (siehe Tabelle 3.2.1). Über die Gesamtpopulation wurde eine durchschnittliche Laufgeschwindigkeit von  $1.57 \pm 0.16$  m/s ermittelt. Für die Berechnung wurden pro Proband im Durchschnitt  $2.21 \pm 0.81$  Lichtschrankendurchgänge herangezogen.

*Tabelle 3.2.1: Übersicht der Anzahl von Durchgängen durch den Lichtschrankenkorrridor und der daraus resultierenden Lokomotionsgeschwindigkeit pro Proband. Die Tabelle stellt nur einen Auszug aller Probanden da, die vollständige Tabelle kann dem Anhang entnommen werden.*

Vpn	Anzahl der Messdurchgänge	Lokomotionsgeschwindigkeit [m/s]
1	4	$1.62 \pm 0.02$
2	2	$1.56 \pm 0.02$
3	2	$1.62 \pm 0.01$
4	3	$1.57 \pm 0.03$
6	2	$1.49 \pm 0.03$
7	2	$1.49 \pm 0.03$
8	2	$1.50 \pm 0.00$
...	...	...

Innerhalb der Datensätze konnten insgesamt 13193 Schrittzyklen identifiziert werden. Davon 6594 für den rechten und 6599 für den linken Fuß. Im Mittelwert entfallen auf jede einzelne Versuchsperson  $314.12 \pm 88.42$  Schrittzyklen. Die Minimale Anzahl von Zyklen für einen Probanden beträgt 119, die maximale Anzahl 769. Davon entfallen durchschnittlich  $157.00 \pm 44.81$  auf den rechten und  $157.12 \pm 43.63$  auf den linken Fuß. Die geringste Schrittanzahl für einen Probanden beträgt 56 Zyklen für den rechten und 63 Zyklen für den linken Fuß. Die maximale Anzahl für einen einzelnen Probanden liegt bei 388 für den rechten und 381 für den linken Fuß.

Eine vollständige Aufstellung der identifizierten Schrittzyklen pro Versuchsperson kann dem Anhang entnommen werden.

Die Dauer der einzelnen Gangzyklen, der Standphase, der Schwungphase und der zweiten bipedalen Standphase (DST) für den linken (siehe Tabelle 3.2.2) und rechten (siehe Tabelle 3.2.3) Fuß wurden erfasst und nach Probanden getrennt in Tabellen aufgeführt. Zusätzlich wurden die Zeitreihen graphisch dargestellt (siehe Abbildung 3.2.1).

*Tabelle 3.2.2: Auszug der Darstellung der Dauer des Gangzyklus (GZ), der Standphase, der Schwungphase und der zweiten bipedalen Standphase (DST) des linken Fußes für den Probanden 1.*

GZ-Dauer	Standphase		Schwungphase		DST
[ms]	[ms]	[%-GZ]	[ms]	[%-GZ]	[ms]
2182	1301	59,62	881	40,38	204
2172	1297	59,71	875	40,29	207
2205	1312	59,50	893	40,50	205
2210	1307	59,14	903	40,86	196
2168	1277	58,90	891	41,10	204
2167	1283	59,21	884	40,79	190
2146	1279	59,60	867	40,40	190
2164	1304	60,26	860	39,74	206
2176	1280	58,82	896	41,18	187
...	...	...	...	...	...

*Tabelle 3.2.3: Auszug der Darstellung der Dauer des Gangzyklus (GZ), der Standphase, der Schwungphase und der zweiten bipedalen Standphase (DST) des rechten Fußes für den Probanden 1.*

GZ-Dauer	Standphase		Schwungphase		DST
[ms]	[ms]	[%-GZ]	[ms]	[%-GZ]	[ms]
2178	1270	58.31	908	41.69	186
2175	1270	58.39	905	41.61	182
2189	1268	57.93	921	42.07	183
2209	1323	59.89	886	40.11	222
2172	1272	58.56	900	41.44	170
2188	1278	58.41	910	41.59	180
2163	1246	57.61	917	42.39	169
2155	1246	57.82	909	42.18	186
2172	1250	57.55	922	42.45	181
...	...	...	...	...	...

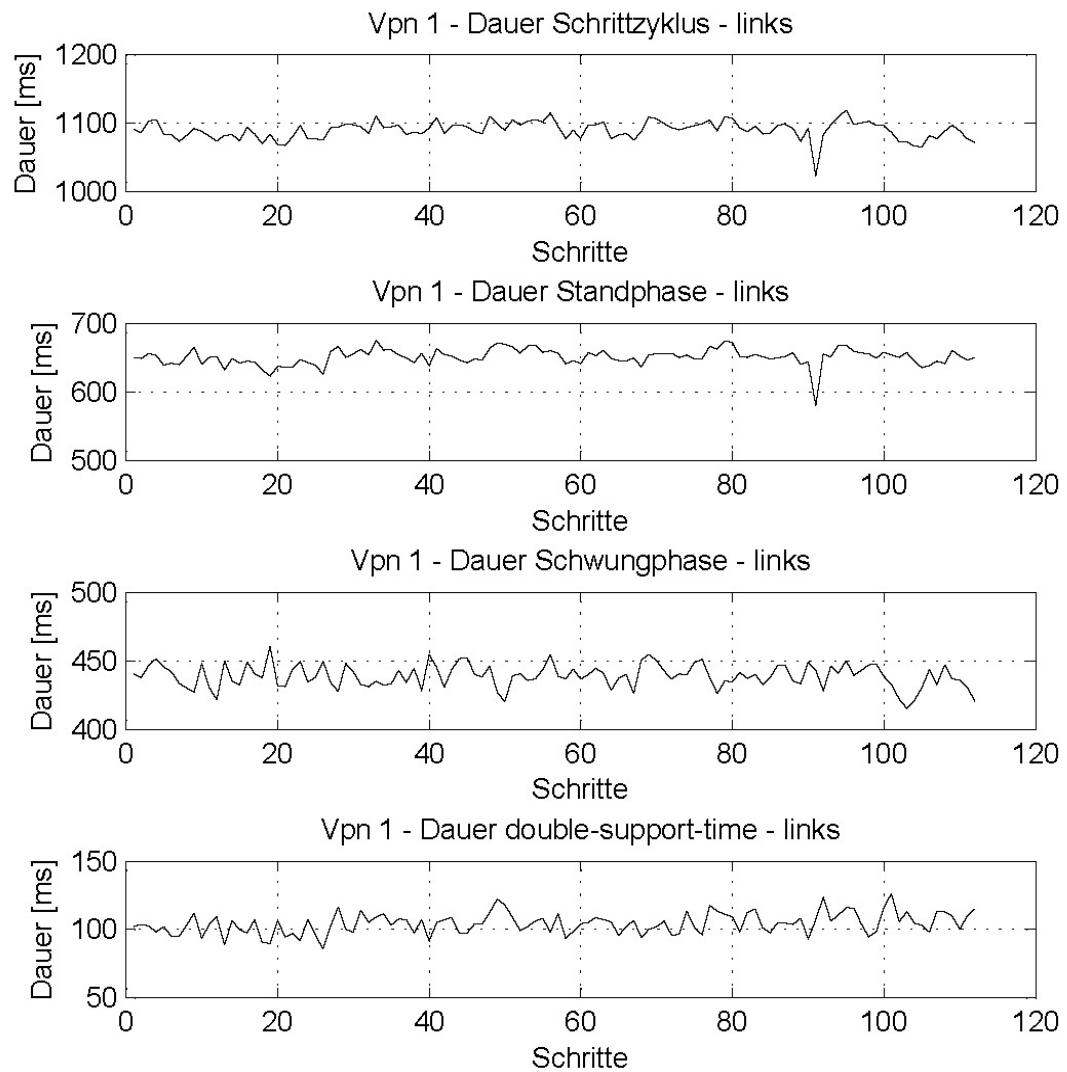


Abbildung 3.2.1: Darstellung der Zeitreihen der Gangzyklus-, Standphasen-, Schwungphasen- und double-support-time-Phasen für den linken Fuß des Probanden 1.

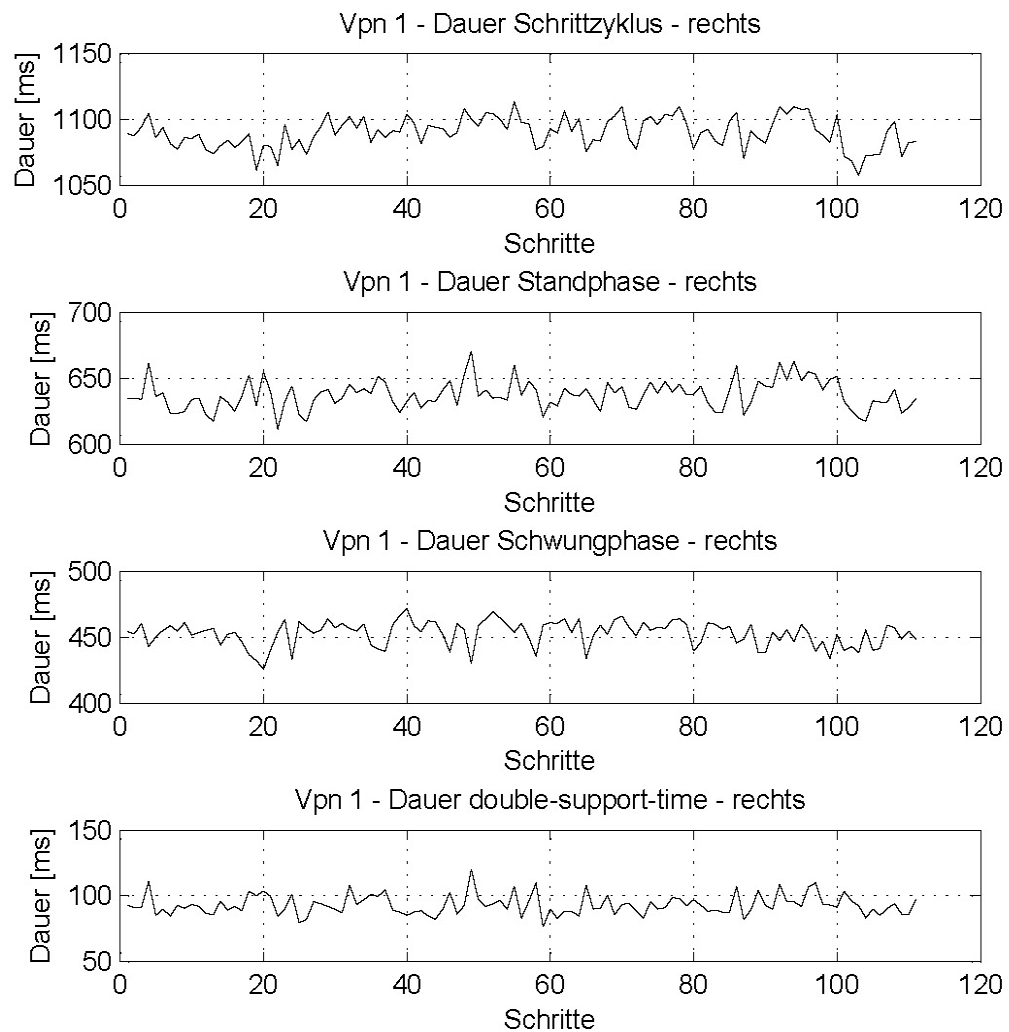


Abbildung 3.2.2: Darstellung der Zeitreihen der Gangzyklus-, Standphasen-, Schwungphasen- und double-support-time-Phasen für den rechten Fuß des Probanden 1.

Für die Zeitreihen der Dauer des Schrittzzyklus, der Standphase, der Schwungphase und der zweiten bipedalen Standphase wurden jeweils für den rechten und linken Fuß trendbereinigte Fluktuationsanalysen berechnet. Die Ergebnisse wurden in einer Tabelle zusammengefasst und graphisch dargestellt (siehe Abbildungen Abbildung 3.2.3, Abbildung 3.2.4, Abbildung 3.2.5 & Abbildung 3.2.6).

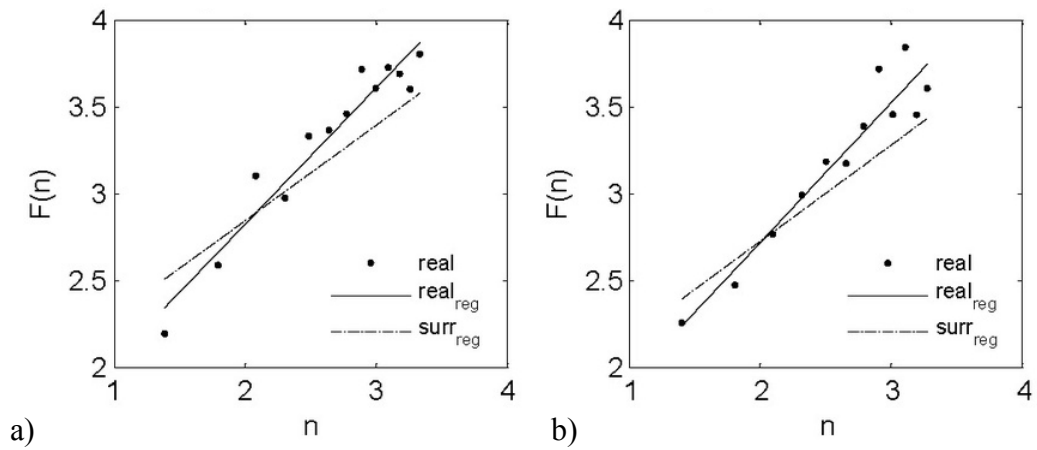


Abbildung 3.2.3: Ergebnisse der trendbereinigten Fluktuationsanalyse (DFA) für die Zeitreihe der Gangzyklusdauer des (a) linken und (b) rechten Fußes des Probanden 1.

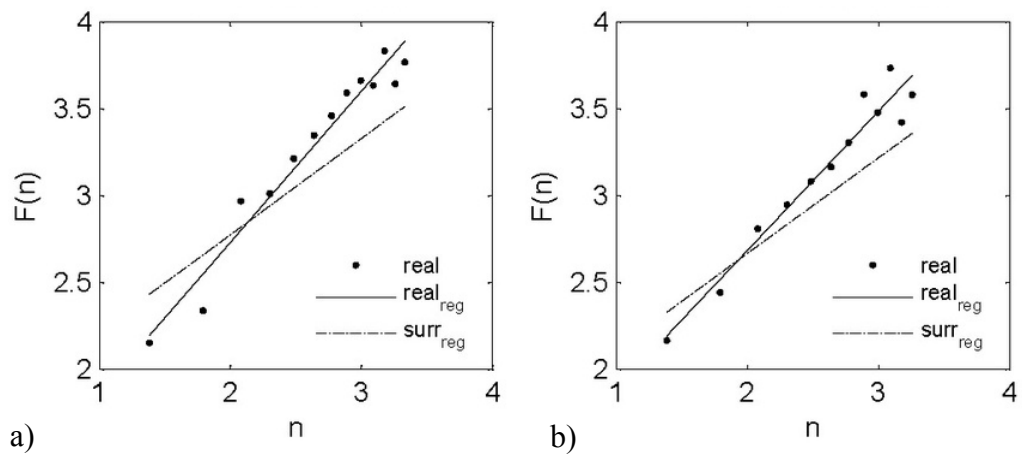


Abbildung 3.2.4: Ergebnisse der trendbereinigten Fluktuationsanalyse (DFA) für die Zeitreihe der Dauer der Standphase des (a) linken und (b) rechten Fußes des Probanden 1.

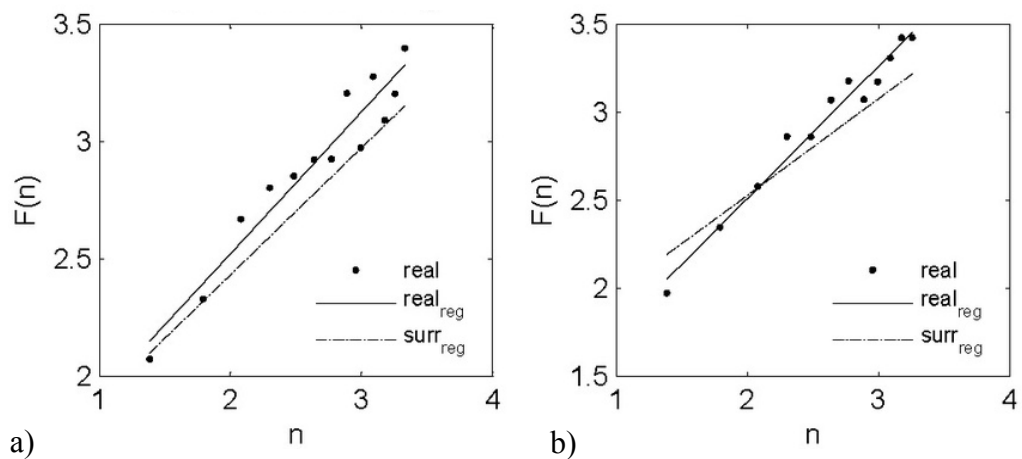


Abbildung 3.2.5: Ergebnisse der trendbereinigten Fluktuationsanalyse (DFA) für die Zeitreihe der Dauer der Schwungphase des (a) linken und (b) rechten Fußes des Probanden 1.

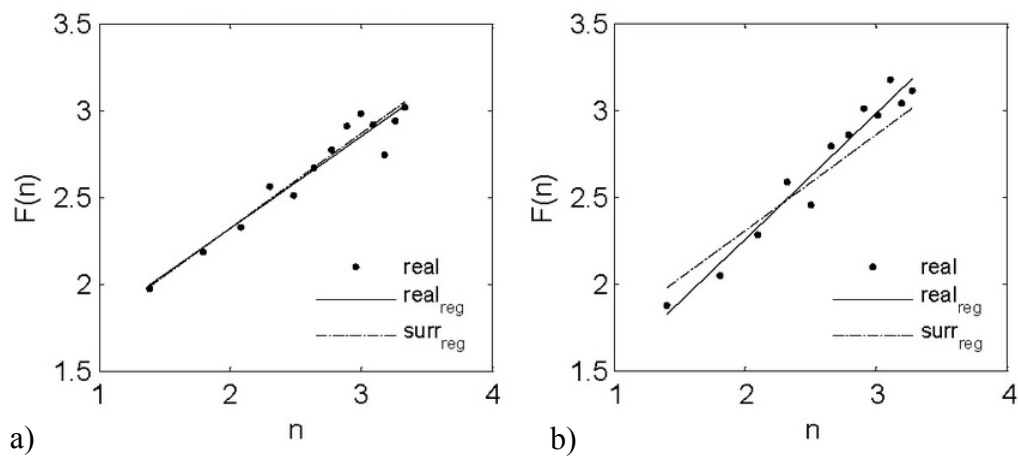


Abbildung 3.2.6: Ergebnisse der trendbereinigten Fluktuationsanalyse (DFA) für die Zeitreihe der Dauer der zweiten bipedalen Standphase des (a) linken und (b) rechten Fußes des Probanden 1.

Um zu überprüfen, ob die zeitlichen Dauern der Schwung- und Standphase aufeinander abgestimmt sind wurde die Dauer der Standphase über der Dauer der Schwungphasen abgebildet. Zusätzlich wurde um den Mittelwert der Phasen eine Regressionsellipse gezeichnet, die 95% der Punkte einschließt.

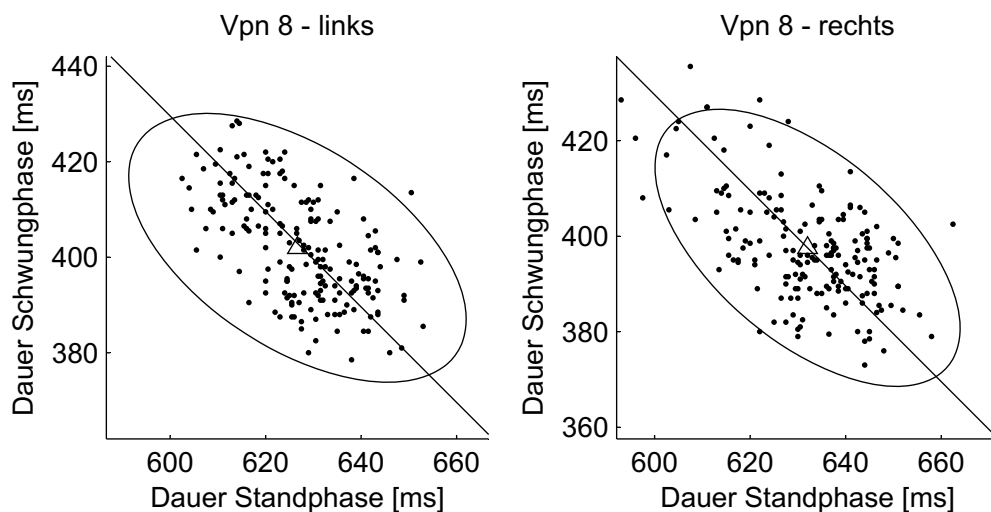


Abbildung 3.2.7: Mittelwertvergleich der Stand- und Schwungphase des Probanden 8.

Die Datenreihen der einzelnen Schrittzyklen wurden auf 2000-Sample normiert. Anschließend wurden erneut der prozentuale Anteil der Schwung- und Standphase sowie die zugehörige Sampleanzahl berechnet. Für die Trennung der Phasen wurden die oben beschriebenen Methoden erneut angewendet.



Für jeden Probanden wurde getrennt für den linken und rechten Fuß eine ensemble-average-curve für die drei Sensordimensionen berechnet. Dabei wurden zu jedem der 2000 normierten Messzeitpunkte der Mittelwert und die Standardabweichung einzeln für jede Dimension bestimmt.

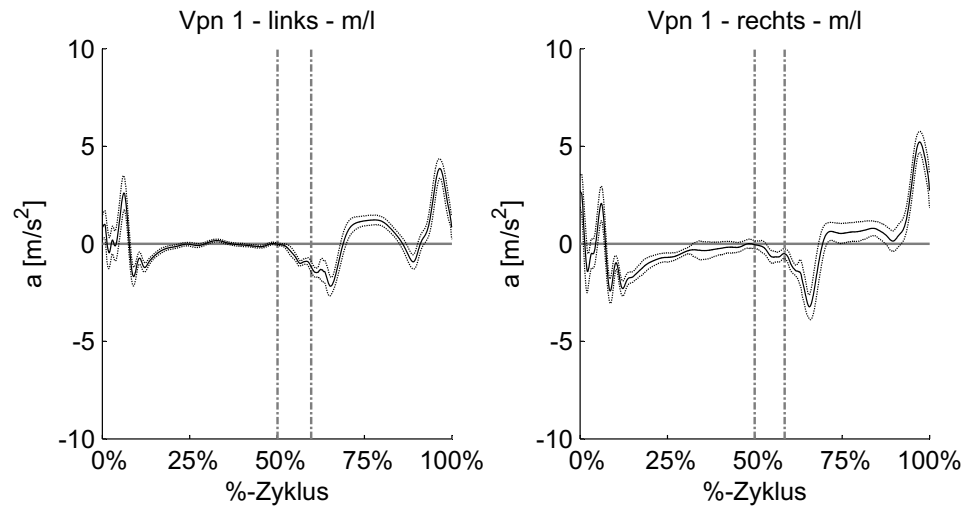


Abbildung 3.2.8: Ensemble-average-curve der medial-lateralen Dimension des Probanden 1. Fersenkontakt bei 0% und 100%. Die erste vertikale Linie repräsentiert den Fersenkontakt des kontralateralen Fußes, die zweite vertikale Linie dessen abheben vom Boden.

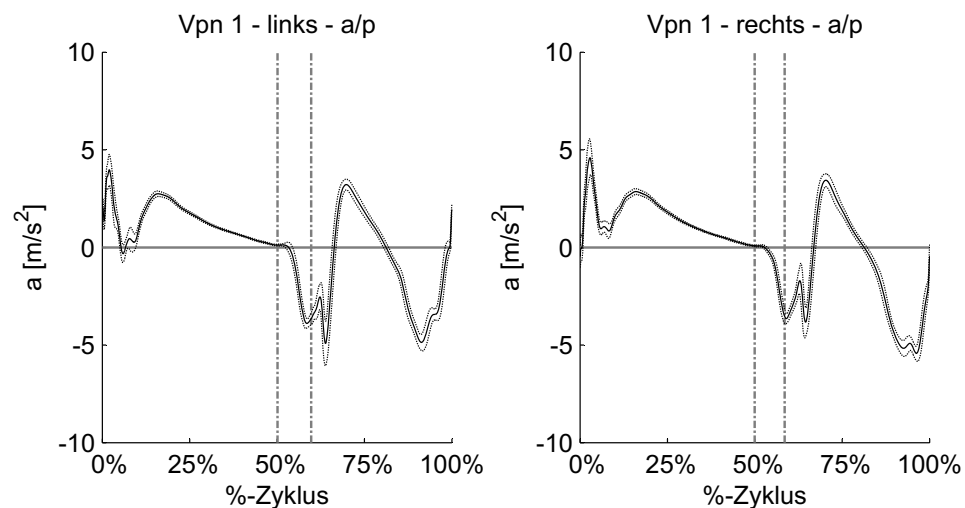


Abbildung 3.2.9: Ensemble-average-curve der anterior-posterior Dimension des Probanden 1. Fersenkontakt bei 0% und 100%. Die erste vertikale Linie repräsentiert den Fersenkontakt des kontralateralen Fußes, die zweite vertikale Linie dessen abheben vom Boden.

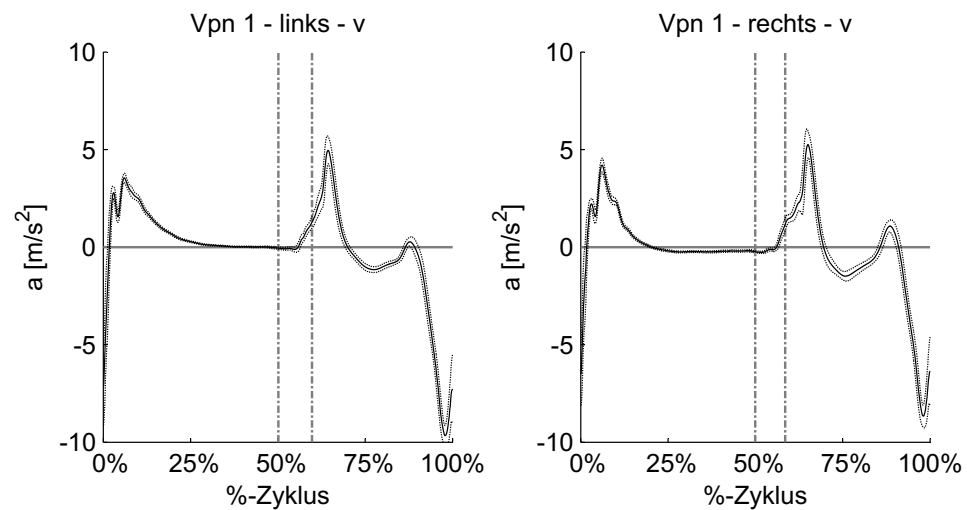


Abbildung 3.2.10: Ensemble-average-curve der vertikalen Dimension des Probanden 1. Fersenkontakt bei 0% und 100%. Die erste vertikale Linie repräsentiert den Fersenkontakt des kontralateralen Fußes, die zweite vertikale Linie dessen abheben vom Boden.

Die Gesamtvariabilität innerhalb eines Schrittzklus eines Probanden wurde als Produkt der Mittelwerte der drei Sensordimensionen berechnet. Zuvor wurde die Einheit der Beschleunigungen von  $\text{m/s}^2$  in  $\text{cm/s}^2$  umgerechnet, um eine Multiplikation mit einem Faktor kleiner eins zu verhindern.

## 4 Diskussion und Ausblick

Durch die Entwicklung eines neuartigen Auswerteverfahrens zur Betrachtung der Bewegungstrajektorie im Gang konnten insgesamt 179.712.000 Datenpunkte automatisiert analysiert werden. Die Auswertung ergab nach einer Fehlerkorrektur einzelner Datensätze insgesamt 13.552 Schrittzyklen (6773 für den rechten und 6779 für den linken Fuß).

Die gestellten Forschungsfragen und Hypothesen zur Betrachtung der Bewegungstrajektorie im Gang durch Mickel (2014, S. 95f) konnten durch die Entwicklung eines neuartigen Auswerteverfahrens geklärt bzw. die dafür benötigten Daten geliefert werden.

Die Fragestellung (1) „Kann die Variabilität der Bewegungsbahn mit dreidimensionalen Beschleunigungsaufnehmern erfasst werden?“ kann grundsätzlich positiv beantwortet werden. Die dargestellten Ergebnisse der Standardabweichung der zeitnormierten ensemble-average-curve können für eine Betrachtung der Bewegungsvariabilität herangezogen werden. Sie ermöglichen für jede einzelne Sensorachse zu jedem Zeitpunkt der normierten Messreihen eine Aussage über die Bewegungsvariabilität. Die verwendete Messapparatur lässt allerdings ausschließlich eine intraindividuelle Analyse der Variabilität zu. Auf Grund der fehlenden Information zur Sensorausrichtung ist ein interindividueller Vergleich nicht möglich. Die Berechnung des „Variabilitätsvolumens“ (das Produkt der drei Standardabweichungen) ermöglicht einen interindividuellen Vergleich der Gesamtvariabilität zu jedem Zeitpunkt der zeitnormierten Messreihe. Durch die Berechnung der Variabilitätsvolumens können keine Rückschlüsse auf die räumliche Ausprägung der Variabilität gezogen werden. Das Merkmal einer räumlichen Orientierung geht durch die Berechnung verloren. Ein Vergleich der Variabilität in den drei Raumrichtungen ist nur nach einer Erweiterung des Messsystems möglich (s. u.). Die sich aus der Fragestellung ergebenden Hypothesen  $H1_A - H1_D$  können mit Hilfe der ermittelten Datensätze durch weitere statistische Verfahren geprüft werden (siehe Mickel, 2014, S. 104ff).

Die Fragestellung (2) „Können die Probanden der Untersuchung als Normalpersonen aufgefasst werden?“ kann positiv beantwortet werden. Die im Rahmen dieser Arbeit erbrachten Ergebnisse der DFA deuten auf eine Langzeitkorrelation der Schrittzklusdauer hin. Eine Bewertung der Hypothese  $H1_E$  kann durch eine weitere statistische

Auswertung der Ergebnisse des DFA durchgeführt werden (siehe Mickel, 2014, S. 108ff).

Die Fragestellung (3) „Welche Struktur haben die Fluktuationen in den einzelnen Phasen des Schrittzklus?“ konnte mit den Ergebnissen der DFA beantwortet werden. Durch weitere statistische Untersuchungen der Ergebnisse können die Hypothesen  $H1_F - H1_H$  untersucht werden (siehe Mickel, 2014, S. 111ff).

Aus den oben genannten Forschungsfragen ergibt sich die Frage, ob die Schwung- und Standphasen in ihrer zeitlichen Ausprägung aufeinander abgestimmt sind um eine Langzeitkorrelation der Schrittzklusdauer zu erreichen. Diese Frage kann mit Hilfe eines Vergleichs der Dauer der Schwungphase und der Standphase im Bezug zu deren Mittelwert beantwortet werden. Zusätzlich wurde eine Regressionsellipse um den Mittelwert der Phasendauer berechnet, die 95% der Datenpunkte einschließt berechnet. Die Ergebnisse werden durch Mickel (2014, S. 112ff) diskutiert.

Die im Rahmen der Arbeit erstellte Programmierung ist speziell auf die vorliegenden Daten abgestimmt. Auf Grund der Anforderungen an die Auswertungssoftware erfolgte eine sequentielle Programmierung. Für eine Weiterentwicklung des Systems ist es nötig den Quellcode objektorientiert weiterzuentwickeln. In diesem Zusammenhang sollten ebenfalls eine Laufzeitoptimierung durchgeführt werden. Durch die sequentielle Abfolge des Quellcodes werden unnötige Rechenoperationen durchgeführt, die zu einer längeren Laufzeit des Programms führen. Neben den programmiertechnischen Änderungen sollte eine adäquate Benutzeroberfläche erstellt werden, die es dem Anwender ermöglicht eigenständig Daten in das Systems zu laden und auszuwerten. Die Entwicklung einer variablen Toolbox zur eigenständigen Entwicklung von Auswertungsroutinen durch den Anwender kann den Einsatz des Systems zu unterschiedlichsten Fragestellungen ermöglichen. Durch ein solches System werden für die Anwendung der Software keine Programmierkenntnisse benötigt.

Durch die in den Experimenten verwendete Kondensatorschaltung wurden die statischen gleichbleibenden Beschleunigungen aus den Messdaten herausgefiltert. Ein negativer Einfluss dieser Datenfilterung auf die erhobenen Beschleunigungsdaten kann ausgeschlossen werden. Eine gleichbleibende Beschleunigung im natürlichen Umfeld ist ausschließlich durch die konstante Erdbeschleunigung gegeben. Es ist

faktisch auszuschließen, dass der Mensch die Fähigkeit besitzt eine gleichbleibende Beschleunigung ohne jegliche Schwankungen innerhalb einer Bewegung zu realisieren. Bisher wurde experimentell nicht überprüft, mit welcher Variabilität ein Mensch eine Beschleunigung möglichst gleichbleibend ausführen kann. Selbst in technischen Anwendungen ist dies nur mit einem enormen Aufwand zu leisten. So kann z. B. der Transrapid kurzzeitig eine gleichbleibende Beschleunigung erzeugen. Dies gelingt allerdings nur durch den Ausschluss der Reibung über eine Magnetlagerung und einen magnetischen Antrieb. Für die Betrachtung der Bewegungstrajektorie im Gang ist dieser Filter unabdingbar. Eine Zuordnung der konstanten Erdbeschleunigung zu den drei Komponenten des Beschleunigungssensors ist ausschließlich in Ruhe möglich. In der Bewegung des Fußes verändert sich permanent die Ausrichtung der Sensoren und damit auch der jeweilige Anteil der einzelnen Sensorkomponenten an der gleichbleibenden Erdbeschleunigung. Ohne den beschriebenen Kondensatorfilter ist eine mögliche Umrechnung der Beschleunigungsdaten in eine Bewegungsbahn nicht möglich. Im Rahmen dieser Arbeit wurde von einer Berechnung der Bewegungstrajektorie im Raum abgesehen. Grund dafür ist die Fehlende Information zur Lage der Beschleunigungssensoren im Raum. Ein externes Referenzsystem wurde in den Experimenten nicht verwendet. Die räumliche Orientierung der Sensoren muss zur Berechnung der Bewegungstrajektorie zu jedem Zeitpunkt bekannt sein. Für zukünftige Experimenten kann diese durch den Einsatz eines an die Beschleunigungssensoren gekoppelten Gyroskops ermittelt werden. Die Kombination eines Beschleunigungssensors mit einem Gyroskop ermöglicht die exakte Bestimmung der räumlichen Orientierung des Beschleunigungssensors im Bezug zur Erdbeschleunigung zu jedem Zeitpunkt einer Bewegung. Da die Richtung der Erdbeschleunigung als konstant anzusehen ist, kann diese als externes Referenzsystem herangezogen werden. Die Betrachtung aus einem externen Referenzsystem und die damit ermöglichte Umrechnung der Beschleunigung in eine dreidimensionale Bewegungsbahn ermöglicht zusätzliche einen interindividuellen Vergleich der Variabilität der Bewegungstrajektorie im Gang.

Eine Weiterentwicklung des Messsystems durch den Einsatz eines Gyroskops ermöglicht eine exakte Betrachtung der Bewegungsbahnen der Beschleunigungssensoren. Der Vorteil gegenüber externen Systemen, z. B. der Bewegungserfassung mittels

Kameras oder Markern, liegt im geringen Aufwand für eine Messung und der Unabhängigkeit des Bewegungsraums. Für die Erfassung einer Bewegung im Raum mittels bildgebender Verfahren ist eine vollständige Erfassung des Bewegungsraums durch mehrere Kameras nötig. Dies schränkt den Bewegungsraum deutlich ein bzw. erhöht den Materialeinsatz enorm. Um eine vollständige Laufbahn zu erfassen ist eine Unzahl von Kameras nötig. Zugleich wird die Genauigkeit der Daten durch die Auflösung der Kameras bestimmt. Der Einsatz im Rahmen von Sportspielen, z. B. Fußball, ist nicht mit einer hinreichenden Genauigkeit möglich, da der Abstand der Kameras zum Feld zu groß ist und somit die Auflösung nicht ausreichend ist. Neben der Erweiterung des Systems mit einem Gyroskop sollte das gesamte Messsystem weiter verkleinert werden. Eine Zusammenführung und Miniaturisierung der Messwertaufnahme und Messwertaufzeichnung kann die Einsatzmöglichkeiten des Systems wesentlich erhöhen. Die Einsatzmöglichkeiten könnten sich über den gesamten Bereich des Sports und der alltäglichen Bewegungen erstrecken.

Eine genaue Betrachtung der Bewegungstrajektorie durch ein solch kleines Messsystem könnte es ermöglichen den Einfluss der Ermüdung während einer lang andauernden Bewegung auf die Bewegungsausführung zu erfassen und zu untersuchen. In diesem Zusammenhang könnte geklärt werden, ob die Ermüdung einen Einfluss auf die Variabilität im Gang an hat.

Im klinischen Einsatz könnte mit Hilfe der Sensoren überprüft werden, welchen Einfluss bestimmte orthopädische und neurologische Krankheitsbilder auf die Bewegungstrajektorie im Gang haben. Nach Klärung dieser Frage kann das System im Rahmen einer Diagnostik eingesetzt werden und ermöglicht evtl. eine frühzeitige Diagnose ohne aufwendige Untersuchungen.

Ein weiteres Anwendungsgebiet könnte im Bereich des Bewegungslernens liegen. Durch die genaue Erfassung der Bewegung von Teilsegmenten des Körpers kann ein Feedback für einen Sportler gegeben werden. Die kompakte Bauweise des Sensors ermöglicht eine direkte Befestigung am Körper oder an der Kleidung eines Sportlers und schränkt diesen in seiner Bewegungsfreiheit nicht ein.

Ebenfalls denkbar ist der Einsatz in des Systems in der Industrie. Bewegungen von Mitarbeitern in einem Arbeitsprozess können erfasst werden und zur Programmierung von Robotern genutzt werden. Der Mensch führt einen Arbeitsprozess aus und der Roboter kann die Bewegungsbahn nachfahren, ohne dass ein großer Programmieraufwand nötig ist.

In der Pharmaindustrie kann der Einfluss von Medikamenten auf den Bewegungsablauf untersucht werden um ggf. Nebenwirkungen besser erfassen zu können.

Die Einsatzmöglichkeiten eines weiterentwickelten Messsystems auf der Basis von Beschleunigungssensoren sind enorm groß. Der große Vorteil eines solchen Systems liegt in seiner Ortunabhängigkeit, seiner kompakten Bauweise und einem sehr breiten Anwendungsfeld. Diese Eigenschaften erlauben auch Langzeituntersuchungen.

## 5 Zusammenfassung

Die kinematische Ausprägung des menschlichen Gangs ist hinlänglich bekannt. Die in der Standphase wirkenden Bodenreaktionskräfte von gesunden und kranken Menschen werden durch mehrere Autoren beschrieben. Im Gegensatz zur Standphase ist eine Untersuchung der Schwungphase im Gangzyklus nur mit einem großen Aufwand möglich, da nicht Kräfte sondern eine Bewegung erfasst werden muss. Mickel (2014) versucht die Bewegungstrajektorie im Gang mittels Beschleunigungssensoren zu untersuchen. Die Auswertung der durch Mickel (2014) aufgezeichneten Datensätze ist Ziel dieser Arbeit. Die Bewegungsbahn im Gang soll auf ihre Bewegungsvariabilität hin untersucht werden.

Die Datenauswertung wurde vollständig im Programm Matlab durchgeführt. Nach dem Einlesen der Datensätze wurden diese zunächst auf Fehler überprüft und ggf. korrigiert. Anschließend wurde für jeden Probanden die Lokomotionsgeschwindigkeit auf Grundlage der Messdaten von zwei Lichtschranken berechnet. Aus den Datensätzen wurden einzelne Schrittzyklen für den rechten und linken Fuß herausgefiltert. Insgesamt konnten 13552 einzelnen Schrittzyklen identifiziert werden. Diese Schrittzyklen wurden weiter in die zugehörige Stand-, Schwung- und double-support-Phase unterteilt. Die Gesamtdauer des Schrittzklus und die Dauer der einzelnen Phasen wurden für jeden Probanden einzelnen erfasst.

Für die vier vorliegenden Zeitreihen wurde jeweils eine detrended fluctuation analysis berechnet. Es konnte für alle Zeitreihen eine Langzeitkorrelation nachgewiesen werden.

Um eine Vergleichbarkeit der einzelnen Schrittzyklen zu ermöglichen wurden diese zeitnormiert auf 2000 Sample. Anschließend wurden erneut die Schwung-, Stand- und double-support-Phase ermittelt und für jeden Probanden einzeln aufgezeichnet. Die Variabilität innerhalb des Gangzyklus wurde durch die Berechnung einer ensemble-average-curve der zeitnormierten Gangzyklen erreicht. Zu jedem Messzeitpunkt wurde das Produkt der Standardabweichung berechnet. Dieses Variabilitätsvolumen gibt ermöglicht eine Aussage über die Gesamtvariabilität zum jeweiligen Zeitpunkt.



## Literaturverzeichnis

- adidas International Trading B.V. (2014). *adidas miCoach, Fitness, Workout, Personal Coach | adidas MiCoach*. Abgerufen am 01. Mai 2014 von <http://www.adidas.de/micoach>
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of biomechanics*, 22(11), 1217-1227.
- Bortz, J., & Schuster, C. (2010). *Statistik für Human-und Sozialwissenschaftler. Lehrbuch mit Online-Materialien*. Berlin: Springer.
- Bös, K., Hänsel, F., & Schott, N. (2000). *Empirische Untersuchungen in der Sportwissenschaft*. Hamburg: Czwalina.
- Bugané, F., Benedetti, M. G., Casadio, G., A. S., Biagi, F., Manca, M., & Leardini, A. (2012). Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer: Validation on normal subjects by standard gait analysis. *Computer methods and programs in biomedicine*, 102(2), 129-137.
- Bunde, A., & Kantelhardt, J. (2001). Statistische Physik: Langzeitkorrelationen in der Natur: Von Klima, Erbgut und Herzrhythmus: Die Fluktuationsanalyse erlaubt es, Klimamodelle zu testen oder Schlafphasen zu untersuchen. *Physikalische Blätter*, 57(5), pp. 49-54.
- Bunde, A., Havlin, S., Kantelhardt, J. W., Penzel, T., Peter, J. H., & Voigt, K. (2000). Correlated and uncorrelated regions in heart-rate fluctuations during sleep. *Physical Review Letters*, 85(17), pp. 3736-3739.
- Bunde, A., Kropp, J., & Schellnhuber, H. (2002). *The science of disasters: climate disruptions, heart attacks, and market crashes (Vol. 2)*. Berlin: Springer.
- Bunde, A., Kropp, J., & Schellnhuber, H. J. (2002). *The science of disasters: climate disruptions, heart attacks, an market crashes*. Berlin: Springer.
- Feiler, S. (2014). *Anatomi am Fuss - Knochen*. Retrieved 04 16, 2014, from <http://halluxinfo.com/fuss-anatomie/index.html>
- Gevatter, H., & Grünhaupt, U. (2006). *Handbuch der Mess-und Automatisierungstechnik in der Produktion*. Berlin: Springer.
- Hartmann, T. (2014). Biomechanische Ganganalyse mit dem Smartphone. Unveröffentlichte Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt.
- Hartung, J., Elpelt, B., & Klösener, K. H. (2005). *Statistik: Lehr-und Handbuch der angewandten Statistik; mit zahlreichen, vollständig durchgerechneten Beispielen*. München: Oldenbourg Verlag.
- Hasomed GmbH. (2014). *RehaWatch - mobile Ganganalyse*. Retrieved Mai 01, 2014, from [http://www.hasomed.de/fileadmin/user\\_upload/RehaWatch/RehaWatch\\_Katalog\\_Deutsch\\_2012\\_09\\_Komplett\\_Weboptimiert.pdf](http://www.hasomed.de/fileadmin/user_upload/RehaWatch/RehaWatch_Katalog_Deutsch_2012_09_Komplett_Weboptimiert.pdf)
- Kirchner, M., Schubert, P., Liebherr, M., & Haas, C. (2014). Detrended fluctuations analysis and adaptive fractal analysis of stride time data in Parkinson's disease: Stitching together short gait trails. *PloS one*, 9(1), p. e85787.
- Lange, S., & Bender, R. (2007). Measures of variability. *Dtsch Med Wochenschr*, 132, pp. e5-36.
- Lee, J. H., Park, S. W., Kim, D. A., Jang, S. J., & Kim, Y. H. (2004). Gait analysis using accelerometer in stroke patients. *Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine*, 28(5), 488-493.
- McMahon, T., & Cheng, G. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23, 65-78.

- Merhav, S. (1996). *Aerospace sensor systems and applications*. New York: Springer.
- Mickel, C. (2014). *Bewegungsvariabilität am Beispiel des Gangs*. Unveröffentlichte Dissertation, Goethe-Universität Frankfurt am Main.
- Peng, C. K., Buldyrev, S. V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1994). Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical Review E*, 49(2), 1685. *Physical Review E*, 49(2), pp. 1685-1689.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (1993). *Gait analysis: normal and pathological function*. . Thorofare: Slack.
- Porta, J. P., Acosta, D. J., Lehker, A. N., Miller, S. T., Tomaka, J., & & King, G. A. (2012). Validating the adidas miCoach for estimating pace, distance, and energy expenditure during outdoor over-ground exercise accelerometer. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings*, 2(4), 23.
- Rybski, D. (2002). *Trendbeseitigende Fluktuationsanalyse von Niederschlagszeiten*. Giessen: Institut für Theoretische Physik, Justus-Liebig-Universität.
- Schmidt, W.-D. (2007). *Sensorschaltungstechnik*. Würzburg: Vogel.
- Schwameder, H. (2009). Methoden der Biomechanik. In A. Gollhofer, & E. Müller, *Handbuch Sportbiomechanik* (pp. 88-119). Schorndorf: Hofmann.
- Vaughan, C. (1984). Biomechanics of running gait. *Critical Reviews of Biomedical Engineering*, 12(1), pp. 1-48.
- Vaughan, C., Davis, B., & O'Connor, J. (1992). *Dynamic of Human Gait*. Champaign: Human Kinetics.
- Wenye, G. (2001). *Detrended Fluctuation Analysis*. Retrieved 20, 2014, from <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/19795-detrended-fluctuation-analysis>

*Tabelle 0.1: Zuordnungstabelle der einzelnen Durchgänge zu den entsprechenden Probanden.*

Vpn														
1	2004	2005	2006	2007	2008									
2	2023	2024	2025	2026										
3	2029	2030	2031	2032	2033									
4	2049	2050	2051	2052	2053	2054	2055							
5	2058	2059	2061	2062	2063	2000								
6	2083	2084	2085	2086	2087									
7	2090	2091	2092	2093	2094									
8	2113	2114	2115	2116	2117	2118	2119							
9	2122	2123	2125	2127										
10	2138	2139	2140	2141	2142	2143								
11	2161	2162	2163	2164	2165	2166								
12	2176	2177	2178	2179	2180	2181	2182							
13	2185	2186	2188	2189	2190									
14	2207	2208	2209	2210	2211	2212								
15	2215	2216	2217	2218	2219	2220								
16	2239	2240	2238	2241	2242	2243	2244							
17	2247	2248	2249	2250	2251	2253								
18	2270	2271	2272	2273	2274	2275								
19	2278	2279	2281	2282	2283									
20	2301	2302	2303	2304	2305	2306								
21	2310	2311	2312	2313	2314	2315								
22	2332	2333	2334	2335	2336	2337								
23	2340	2341	2342	2343	2344	2345								
24	2362	2363	2364	2365	2366	2367	2368	2369	2370					
25	2373	2374	2375	2376	2378	2379								
26	2397	2398	2400	2401	2402	2403								
27	2406	2407	2408	2409	2410	2411	2412							
28	2431	2433	2432	2434	2435	2436	2437							
29	2443	2444	2445	2446	2447	2448								
30	2458	2459	2460	2461	2462	2463								
31	2482	2484	2483	2485	2486	2487								
32	2498	2499	2500	2501	2502	2503								
33	2506	2507	2508	2509	2510	2511								
34	2528	2529	2530	2531	2532	2533								
35	2536	2537	2538	2539	2540	2541								
36	2558	2559	2560	2561	2562	2563								
37	2566	2567	2568	2569	2570	2571								
38	2596	2597	2598	2599	2600	2601								
39	2604	2606	2605	2607	2608	2609								
40	2629	2631	2628	2630	2632	2633								
41	2637	2638	2639	2640	2641	2642	2643	2644	2645	2646	2647	2648	2649	2650
Vpn														

42	2671	2672	2673	2674	2675	2676	2677
43	2680	2681	2682	2683	2684	2685	
44	2704	2705	2706	2707	2708	2709	
45	2712	2713	2714	2715	2716	2717	
46	2734	2735	2736	2737	2738	2739	
47	2742	2743	2744	2745	2747	2750	
48	2767	2768	2769	2770	2771	2772	2773

*Tabelle 0.2: Übersicht der Anzahl von Durchgängen durch den Lichtschrankenkorridor und der daraus resultierenden Lokomotionsgeschwindigkeit pro Proband.*

Vpn	Anzahl der Messdurchgänge	Lokomotionsgeschwindigkeit [m/s]
1	4	1,62 ± 0,02
2	2	1,56 ± 0,02
3	2	1,62 ± 0,01
4	3	1,57 ± 0,03
5	0	0,00 ± 0,00
6	2	1,49 ± 0,03
7	2	1,49 ± 0,03
8	2	1,50 ± 0,00
9	0	0,00 ± 0,00
10	2	1,46 ± 0,01
11	3	1,59 ± 0,02
12	3	1,55 ± 0,01
13	1	1,29 ± 0,00
14	2	1,58 ± 0,00
15	2	1,37 ± 0,00
16	3	1,89 ± 0,02
17	3	1,47 ± 0,02
18	1	1,43 ± 0,00
19	1	1,38 ± 0,00
20	2	1,67 ± 0,02
21	2	1,73 ± 0,03
22	1	1,44 ± 0,00
23	2	1,44 ± 0,01
24	3	1,77 ± 0,02
25	0	0,00 ± 0,00
26	0	0,00 ± 0,00
27	0	0,00 ± 0,00
28	0	0,00 ± 0,00
29	1	1,41 ± 0,00
30	2	1,64 ± 0,01
31	3	1,70 ± 0,04
32	2	1,91 ± 0,01
33	2	1,69 ± 0,01
34	2	1,34 ± 0,00
35	2	1,45 ± 0,01
36	2	1,58 ± 0,01
37	2	1,81 ± 0,04
38	2	1,59 ± 0,00
39	3	1,46 ± 0,01
40	3	1,73 ± 0,00
41	5	1,76 ± 0,11
42	2	1,41 ± 0,04
43	2	1,42 ± 0,05
44	2	1,78 ± 0,02
45	2	1,49 ± 0,02
46	2	1,75 ± 0,02

---

47	1	$1,34 \pm 0,00$
48	3	$1,71 \pm 0,02$

---

*Tabelle 0.3: Aufstellung in den Datensätzen identifizierten Schrittzyklen pro Versuchsperson.*

Vpn	Anzahl Schritt- zyklen rechts	Anzahl Schritt- zyklen links	Anzahl Schritt- zyklen gesamt
1	111	112	223
2	93	94	187
3	125	127	252
4	183	183	366
6	121	123	244
7	127	126	253
8	182	184	366
10	152	150	302
11	160	157	317
12	190	190	380
13	134	133	267
14	150	150	300
15	148	148	296
16	201	203	404
17	152	154	306
18	156	160	316
19	123	119	242
20	159	157	316
21	162	160	322
22	147	149	296
23	168	170	338
24	56	63	119
29	161	159	320
30	166	164	330
31	165	165	330
32	162	162	324
33	158	157	315
34	146	146	292
35	142	144	286
36	152	151	303
37	159	157	316
38	159	160	319
39	149	150	299
40	151	152	303
41	388	381	769
42	172	168	340
43	152	152	304
44	162	162	324
45	143	142	285
46	160	163	323
47	149	151	300
48	198	201	399